

(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES
PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum
Internationales Büro



(43) Internationales Veröffentlichungsdatum
23. Oktober 2003 (23.10.2003)

PCT

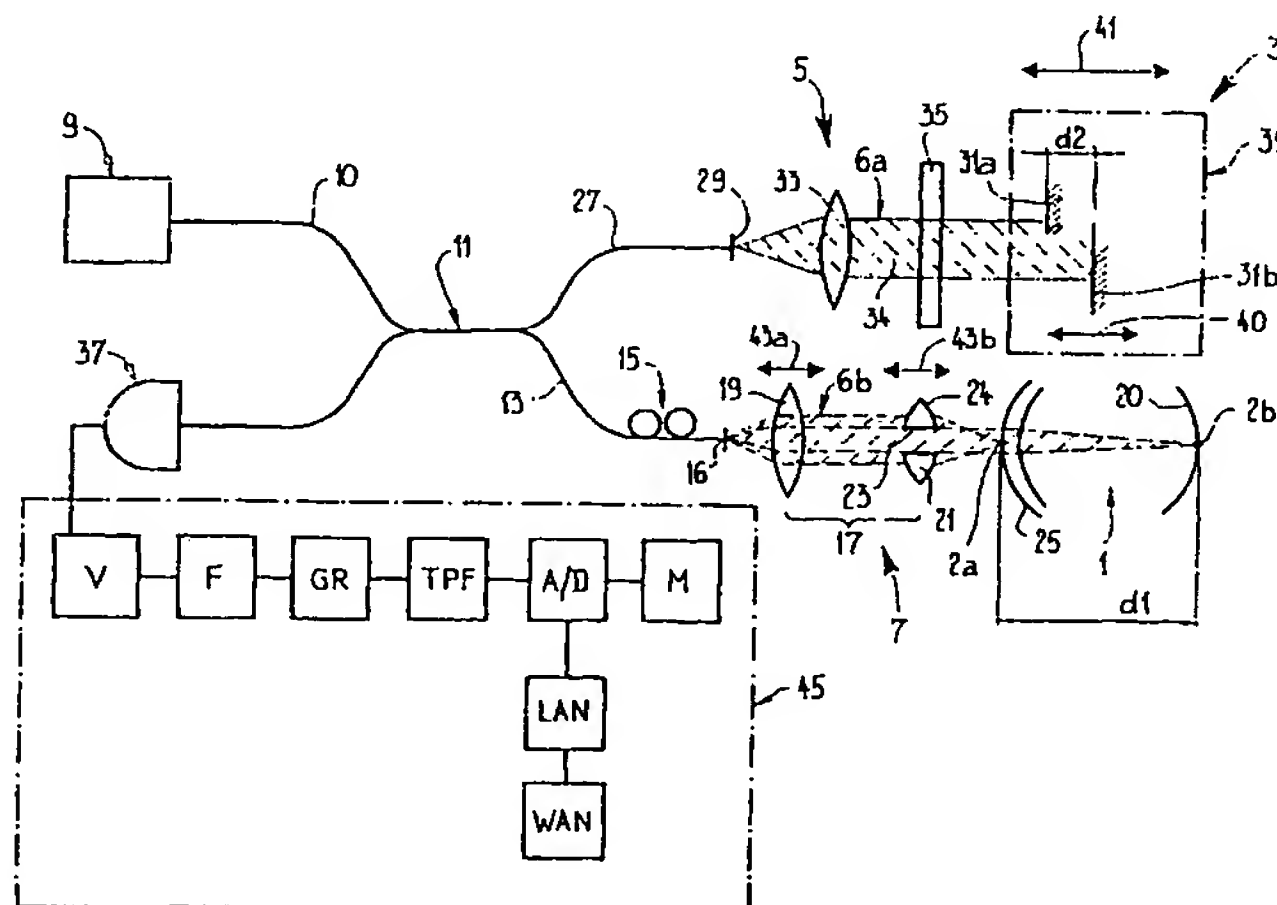
(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 03/086180 A2

- (51) Internationale Patentklassifikation⁷: **A61B 3/10**
- (21) Internationales Aktenzeichen: **PCT/CH03/00257**
- (22) Internationales Anmeldedatum:
17. April 2003 (17.04.2003)
- (25) Einreichungssprache: **Deutsch**
- (26) Veröffentlichungssprache: **Deutsch**
- (30) Angaben zur Priorität:
653/02 18. April 2002 (18.04.2002) **CH**
- (71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme von US): **HAAG-STREIT AG** [CH/CH]; Gartenstadtstrasse 10, CH-3098 Köniz (CH).
- (72) Erfinder; und
(75) Erfinder/Anmelder (nur für US): **WÄLTI, Rudolf** [CH/CH]; Könizstrasse 194J, CH-3097 Liebefeld (CH).
- (74) Anwälte: **ROSHARDT, Werner, A.** usw.; Keller & Partner Patentanwälte AG, Schmiedenplatz 5, Postfach, CH-3000 Bern 7 (CH).
- (81) Bestimmungsstaaten (national): **AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NI, NO, NZ, OM, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.**
- (84) Bestimmungsstaaten (regional): **ARIPO-Patent** (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW),

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: **MEASUREMENT OF OPTICAL PROPERTIES**

(54) Bezeichnung: **MESSUNG OPTISCHER EIGENSCHAFTEN**



(57) Abstract: The invention relates to an ophthalmological examination and/or treatment station that comprises, in the form of modules, a lighting device, an observation device, an optical measuring system, an evaluation unit and a patient module which is positioned immediately in front of the patient's eye. The patient module can be optically linked with the locally remote lighting device and the likewise remote measuring system in a detachable manner. The measuring system forming part of the ophthalmological examination and/or treatment station comprises an optical system with a short-coherent radiation source (9) of the Michelson interferometer-type. An optically transparent and/or diffusive, reflecting object (1) can be introduced into the measuring arm (7) of said optical system and the reference arm (5) thereof has a wavelength variation unit (39) for modifying the runtime and at least two spaced-apart areas (2a, 2b) of the transparent and/or diffusive object (1) at a measuring time in the subsecond range. The inventive measuring system allows in vivo measurements of distances, thicknesses, surface characteristics etc. which comprise measurements at different locations of an object, in an optimum manner, i.e., with reduced measurement errors.

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

WO 03/086180 A2



eurasisches Patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), europäisches Patent (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI-Patent (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Zur Erklärung der Zweibuchstaben-Codes und der anderen Abkürzungen wird auf die Erklärungen ("Guidance Notes on Codes and Abbreviations") am Anfang jeder regulären Ausgabe der PCT-Gazette verwiesen.

Veröffentlicht:

— *ohne internationalen Recherchenbericht und erneut zu veröffentlichen nach Erhalt des Berichts*

(57) Zusammenfassung: Der ophthalmologische Untersuchungs- und/oder Behandlungsplatz ist mit einer Beleuchtungseinheit, einer Beobachtungseinheit, einer optischen Messanordnung, einer Auswerteeinheit und einem unmittelbar vor dem Patientenauge positionierbaren Patientenmodul modular aufgebaut. Das Patientenmodul kann mit der örtlich entfernten Beleuchtungseinheit und der ebenfalls entfernten Messanordnung lösbar optisch verbunden werden. Die Messanordnung als Teil des ophthalmologischen Untersuchungs- und/oder Behandlungsplatzes hat eine "Michelson-Interferometer"-artige, eine kurzkohärente Strahlungsquelle (9) aufweisende optische Anordnung, in deren Messarm (7) ein optisch transparenter und/oder diffusiver, reflektierender Gegenstand (1) einbringbar ist und deren Referenzarm (5) eine Weglängenvariationseinheit (39) zur Laufzeitänderung und wenigstens zwei einen Laufzeitunterschied hervorrufende Reflektoren (31a, 31b) aufweist. Die Messanordnung dient zur Messung optischer Eigenschaften wenigstens zweier voneinander distanzierter Bereiche (2a, 2b) beim transparenten und/oder diffusiven Gegenstand (1) mit einer Messzeit im Subsekundenbereich. Mit der Messanordnung sind "in-vivo"-Messungen von Abständen, Dicken, Oberflächenverläufen,..., welche Messungen an unterschiedlichen Orten in einem Gegenstand beinhalten, optimal, d.h. mit einer Messfehlerminimierung, durchführbar.

5

10

Messung optischer Eigenschaften

15

Technisches Gebiet

Die Erfindung betrifft einen ophthalmologischen Untersuchungs- und/oder Behandlungsplatz u. a. mit einer Messanordnung sowie eine Messanordnung gemäss dem Oberbegriff des Patentanspruchs 7, welche selbständig oder auch als Teil dieses Untersuchungs- und/oder Behandlungsplatzes einsetzbar ist sowie ferner ein Verfahren zum selbsttätigen Messen optischer Eigenschaften mit dieser Messanordnung gemäss dem Oberbegriff des Patentanspruchs 10.

Bei ophthalmologischen Untersuchungs- und Behandlungsplätzen, wie beispielsweise bei einer Foto-Spaltlampe 900 P-BQ der Firma Haag-Streit AG oder einer in der EP-A 0 916 306 beschriebenen Spaltlampe können einzelne Elemente, wie eine Linsentrageeinheit, ein Mikroskop, ein Beleuchtungsoberteil, ... ausgetauscht werden.

Aufgabe der Erfindung

Aufgabe der Erfindung ist es nicht bei einem ophthalmologischen Gerät einige Untereinheiten, welche eventuell serviceanfällig sind, austauschbar anzuordnen, sondern einen ophthalmologischen Untersuchungs- und Behandlungsplatz zu schaffen, der
5 vielseitig, vorzugsweise durch eine einfache Modifikation, verwendbar ist und insbesondere voluminöse Anordnungen vor dem Patientenauge vermeidet.

Lösung der Aufgabe

Diese Aufgabe wird dadurch gelöst, dass der ophthalmologische Untersuchungs- und/oder Behandlungsplatz modular aufgebaut wird, d. h. eine Reihe auswechselbarer Einheiten aufweist. Aufgrund dieser Modularität ist der Untersuchungs- und/oder Behandlungsplatz derart auf- und umbaubar, dass er den Platz lediglich eines Gerätes beansprucht, aber es erlaubt, die Funktionalität unterschiedlicher Einzelgeräte zu erreichen. Der modulare Aufbau besteht aus einer Beleuchtungseinheit, einer Beobachtungseinheit, einer Auswerteeinheit und einer Messanordnung sowie einem unmittelbar vor dem Patientenauge anbringbaren Patientenmodul. Messanordnung und Beleuchtungseinheit sind oftmals voluminös ausgebildet oder erzeugen für den Patienten störende Wärme oder Lüftungsströme. Sie sind hier vom Patienten entfernt angeordnet und über optische Fasern mit dem Patientenmodul verbunden. Die Verbindung der optischen Fasern am Patientenmodul ist lösbar ausgebildet. Aufgrund dieser Lösbarkeit
10 können problemlos unterschiedliche Messanordnungen und auch Beleuchtungseinheiten, je nachdem, welche Untersuchungen oder Beobachtungen vorgenommen werden sollen, angeschlossen werden. Der Anschluss erfolgt über Faserstecker (-koppler). Im Patientenmodul befindet sich dann anschliessend an die Faserkoppler lediglich eine Kollimatoroptik, welche das aus jeweils einer Faser austretende Strahlungssignal in
15 eine Freiraumstrahlung verwandelt bzw. auf die Faserenden auftreffende Strahlungssignale in diese einkoppelt.

Am Patientenmodul wird man vorzugsweise ein Anzeigeelement anordnen, welches über eine lösbare elektrische Signalleitung mit der Auswerteeinheit verbunden ist. Auf dem Anzeigeelement können dann Messergebnisse, Behandlungsanweisungen, ...
20 für den Arzt angezeigt werden.

Die Beobachtungseinheit kann nun derart ausgebildet werden, dass sie Teil des Patientenmoduls ist. D.h. der Arzt hält das Patientenmodul vor das Patientenauge oder setzt es auf dessen Oberfläche auf und schaut durch es hindurch auf bzw. in das Auge.

5 Es kann aber auch eine elektronische Beobachtungseinheit mit auswertbaren Bildsignalen vorgesehen werden. Diese ist mit einem im Patientenmodul angeordneten Okular und einem Objektiv zur Augenbetrachtung ausgebildet.

10 Die Beobachtungseinheit hat dann ein im Patientenmodul angeordnetes Bildaufnahmeelement (CCD) und eine einen zu betrachtenden Augenbereich auf einem Bildaufnahmeelement abbildende Optikeinheit. Die Optikeinheit ist ebenfalls im Patientenmodul angeordnet. Bildaufnahmeelement und Optikeinheit können auch doppelt und gegeneinander distanziert ausgebildet sein, um eine Stereobetrachtung zu ermöglichen. Das Bildaufnahmeelement ist dann über eine elektrische Signalleitung mit der entfernten Auswerteeinheit verbunden. Mit der Bildaufnahmeinheit aufgenommene Bilder können auch auf dem oben erwähnten Anzeigeelement, welches am Patientenmodul angeordnet bzw. in diesem integriert ist, wiedergegeben werden.

20 Das Patientenmodul kann man mit einem Gehäuse versehen, welches in seinen Abmessungen etwa einem handelsüblichen Kontaktglas, eventuell mit einem etwas grösseren Querschnitt (Volumenbedarf), nachempfunden ist. Die räumliche Ausbildung des Patientenmoduls sollte jedoch möglichst klein sein und vor dem Patientenauge lediglich einen kleinen Raumbereich beanspruchen. Voluminöse Elemente vor dem Auge rufen in der Regel ein Unwohlsein des Patienten hervor. Man kann aber auch als Halteinrichtung einen Handgriff oder eine Ausrichteinheit anbringen. Mit dieser Ausrichteinheit kann dann eine Positionierung des Patientenmoduls in Bezug auf das Auge vorgenommen werden.

25 Die Mess- und/oder Beobachtungseinheit kann mit einer Auswerteeinheit zur Auswertung von Messdaten verbunden werden, wobei die Auswerteeinheit vorzugsweise computergestützt arbeiten sollte. Die Auswerteeinheit kann auch über ein Datennetz mit anderen, abrufbare Daten aufweisenden Datenspeichern verbunden sein, um die ermittelten und/oder ausgewerteten Daten mit den anderen Daten verarbeiten zu können.

30 Hierdurch sind gute Diagnosemöglichkeiten gegeben, da Werte und Informationen aus Datenbanken abgerufen werden können.

Der ophthalmologische Untersuchungs- und Behandlungsplatz kann nun unter Verwendung einer Messanordnung als modulares Teilelement derart umgerüstet wer-

den, dass er wie eingangs angedeutet, zum Messen optischer Eigenschaften wenigstens zweier voneinander distanzierter Bereiche bei einem transparenten und/oder diffusiven Gegenstand sowie zur Dicken-, Abstands- und/oder Profilmessung verwendbar ist. Die Dicken-, Abstands- und/oder Profilmessung wird mittels Kurzkohärenzreflektometrie vorgenommen. Wird als Gegenstand ein Auge verwendet, so handelt es sich um einen ophthalmologischen Untersuchungs- und Behandlungsplatz; es können aber auch beliebige transparente und/oder diffusive Gegenstände ausgemessen werden.

Die Transparenz von Gegenständen hängt von deren wellenlängenabhängigen Schwächungskoeffizienten α [cm^{-1}] und deren Dicke bzw. der vorgegebenen Messstrecke d ab. Als transparent werden Gegenstände bezeichnet, deren Transmissionsfaktor $T = \exp(-\alpha \cdot d)$ noch innerhalb des Messbereichs der unten beschriebenen Interferometer liegt, wobei bei den unten beschriebenen Interferometern infolge des "Hin- und Rückweges" der Strahlung die Transmission T^2 ist. In diffusiven Gegenständen wird die Strahlung stark gestreut, nicht notwendigerweise absorbiert. Beispielsweise sind als diffusive Gegenstände Milchglasscheiben, Delrin, organische Gewebe (Haut, menschliche und tierische Organe, Pflanzenteile etc.) anzusehen.

Eine Kurzkohärenzreflektometrie wurde in der Regel für präzise, rasche und nicht-invasive Abbildungen vorgenommen. Typischerweise wurde in einer optischen Anordnung mit einem Michelson-Interferometer der Strahl einer Strahlungsquelle in einen Referenz- und einen Messstrahl mit einem Strahlteiler aufgespalten. In der Regel wurde eine Strahlungsquelle mit einer kurzen Kohärenzlänge ausgewählt. Eine Aufspaltung in Referenz- und Messstrahl sowie deren Wiedervereinigung erfolgte mit einem Strahlteiler und bei Verwendung von Faseroptikwegen mit einem Faserkoppler. Die optische Weglängenänderung im Referenzarm konnte durch Verschieben eines Referenzspiegels auf einer Translationsbühne erreicht werden. Vorteilhafterweise verwendete man jedoch einen rotierenden transparenten Würfel, wie er in der WO96/35100 beschrieben war. Nur wenn der Weglängenunterschied kleiner als die Kohärenzlänge der Strahlung der Strahlungsquelle war, entstand nach der Wiedervereinigung des reflektierten Referenz- und Messstrahls ein Interferenzmuster. Das Interferenzmuster wurde auf einen Photodetektor gebracht, welcher die Strahlungsintensität während der Veränderung der Spiegelposition mass. Da die Frequenz der Strahlung des reflektierten Referenzstrahls wegen der Spiegelverschiebung eine Dopplerverschiebung erfuhr, konnte, wie unten skizziert, das Interferenzsignal mit elektronischen Mitteln, wie bei-

spielsweise in der WO99/22198 beschrieben, durch Erhöhung des Signal-Rauschverhältnisses ausgewertet werden.

Messfehler traten jedoch auf, wenn Abstände, welche wenigstens zwei Messvorgänge notwendig machten, in optisch transparenten bzw. eine optische Strahlung diffus transmittierenden Gegenständen gemessen werden sollten, und die Gegenstände über dem gesamten Messzyklus innerhalb der geforderten Messtoleranz nur schwer oder nicht ausreichend fixiert werden konnten. Diese Probleme traten insbesondere bei "in-vivo"-Messungen auf.

Aus der EP-A 0 932 021 ist eine Vorrichtung mit einem Laser-Interferometer zur Ermittlung der Ebenheit einer Oberfläche bekannt. In der bekannten Vorrichtung wurde ein Laserstrahl durch einen Strahlteiler in zwei Strahlen aufgeteilt. Diese beiden Strahlen wurden mit optischen Ablenkmitteln unter einem vorgegebenen Winkel parallel gerichtet. Die beiden parallelen Strahlen trafen auf ein auf einem Halter angeordnetes Strahlumlenkelementepaar (Prismen). Jedes dieser Umlenkelemente lenkte jeden Strahl derart um, dass er seitlich versetzt, aber parallel zum einfallenden Strahl reflektiert wurde. Jeder der reflektierten Strahlen wurde auf je einen Reflektor gesandt. Die Reflektoren waren ortsfest mit dem Strahlteiler verbunden. Jeder der auf die Reflektoren treffenden Strahlen wurde in sich selbst reflektiert und nach einer weiteren Rückreflektion durch die Strahlumlenkelemente durch den Strahlteiler vereinigt und interferierend in einen Detektor eingestrahlt. Wurde nun der Halter bewegt, so änderte sich das Interferenzmuster im Detektor, wodurch die Ebenheit einer Oberfläche ermittelbar war.

Die bekannte Vorrichtung war aufwendig in ihrem optischen Aufbau und gestattete lediglich die Bestimmung der Ebenheit einer Oberfläche.

Aufgabe der weiteren Erfindung

Aufgabe der Erfindung ist es, ein Verfahren vorzustellen sowie eine Vorrichtung (Anordnung) zu schaffen, welche vorzugsweise in einem Bausatz für einen ophthalmologischen Untersuchungs- und/oder Behandlungsplatz verwendbar ist, mit dem bzw. mit der insbesondere bei "in-vivo"-Messungen von Abständen, Dicken, Oberflächenverläufen,..., welche Messungen an unterschiedlichen Orten in einem Gegenstand beinhalten, optimal, d. h. mit einer Messfehlerminimierung durchführbar sind.

Lösung der Aufgabe

Die Aufgabe wird verfahrensmässig dadurch gelöst, dass die optischen Eigenschaften wenigstens zweier voneinander distanzierter Bereiche bei einem transparenten und/oder diffusiven Gegenstand bzw. einem Auge mit einer Messzeit im Subsekundenbereich ermittelt werden. Hierzu wird eine "Michelson-artige" Anordnung verwendet, mit der die von einer Strahlungsquelle ausgehende kurzkohärente Strahlung in eine Mess- und eine Referenzstrahlung aufgeteilt wird. Die Messstrahlung bestrahlt die Bereiche. Der Referenzstrahlung wird eine Laufzeitänderung aufgeprägt und an wenigstens zwei einen Laufzeitunterschied hervorrufenden Reflektoren reflektiert. Die reflektierte Referenzstrahlung wird dann interferierend mit der reflektierten Messstrahlung vereinigt. Die vereinigte Strahlung wird detektiert und das detektierte Signal zur Distanzmessung ausgewertet.

Zur Messung optischer Eigenschaften mit einer Messzeit im Subsekundenbereich (notwendig für eine "in-vivo"-Messung) wenigstens zweier voneinander distanzierter Bereiche bei einem transparenten und/oder diffusiven Gegenstand, wie zur Abstands-, Längen-, Dicken- und Profilmessung notwendig, wird der Gegenstand mit einer der Anzahl Bereiche entsprechenden Anzahl Messstrahlen gleichzeitig oder kurz nacheinander bestrahlt. Durch den Ausdruck "bei" einem Gegenstand soll ausgedrückt werden, dass die Bereiche sich an Orten im Gegenstand sowie auch auf dem Gegenstand, z.B. seitlich versetzt befinden können. Die Messstrahlen, welche unterschiedliche Laufzeiten haben, interferieren mit Referenzstrahlen, welche ebenfalls bis auf eine Bestimmungstoleranz unterschiedliche Laufzeiten haben.

Der Laufzeitunterschied im Referenzstrahlengang entspricht einem optischen Abstand zweier Raumpunkte (Bereiche) in Bezug auf die Ausbreitungsrichtung der Messstrahlung, wobei wenigstens einer der Raumpunkte wenigstens geringfügig (typischerweise mindestens $10^{-4}\%$ der Strahlungsintensität) reflektiert. Die Messstrahlen können somit übereinander liegen (Dicken-, Distanz-, Längenmessung), parallel zueinander verlaufen (Oberflächenprofil, ...) oder beliebige Winkel zueinander aufweisen (Dicken-, Distanzmessung, ... bei vorgegebenem Winkel zu einer Referenzfläche).

Zur Erzeugung der Laufzeitänderung der Referenzstrahlung, welche vorzugsweise periodisch erfolgt, sind mehrere Verfahren möglich. Es kann hierzu beispielsweise ein rotierender "Würfel" mit teilweise verspiegelten Seitenflächen, wie in der WO 96/35100 beschrieben, verwendet werden. Es können aber auch die Reflektoren linear, vorzugsweise periodisch, verschoben werden. Der in der WO 96/35100 beschrie-

bene "Würfel" ergibt eine Laufzeitänderung, welche periodisch und nahezu über den gesamten Verlauf linear erfolgt. Die linear bewegten Spiegel ergeben hingegen aufgrund der vorzunehmenden Beschleunigungen bei den Richtungsänderungen keine linearen Laufzeitänderungen.

- 5 Im Referenzarm wird nun gegenüber einem "landläufigen" Michelson-Interferometer nicht mehr mit nur einem reflektierten Strahl gearbeitet, sondern je nach Anzahl der auszumessenden Bereiche mit mehreren Strahlreflexionen. Diese Strahlreflexionen wird man vorteilhaft derart ausbilden, dass die Teilstrahlen immer in sich selbst zurückreflektiert werden, was jedoch nicht zwingend ist. Eine derartige optische Anordnung ist
10 einfach auszuführen.

- Um diese mehreren Strahlreflexionen zu erreichen, können nun mehrere nebeneinander in Strahlrichtung versetzte Spiegel als sogenannter Stufenspiegel angeordnet werden. Man kann nun den Stufenspiegel gesamthaft mit dem Referenzstrahl beleuchten oder die einzelnen Spiegel nacheinander. Wird z. B. der bereits oben erwähnte
15 "Würfel" verwendet, so erfolgt durch diesen eine seitliche Strahlablenkung, so dass ein Spiegel nach dem anderen bei der Würfelrotation getroffen wird. Es kann aber auch eine rotierende oder eine linear über die Spiegel bewegte Blende verwendet werden. Weitere Varianten sind unten beschrieben.

- Um vorzugsweise eine hohe räumliche Auflösung zu erhalten, wird man die
20 Messstrahlung auf die auszumessenden Bereiche fokussieren. Ausführungsbeispiele sind ebenfalls unten beschrieben.

- Nach der Vornahme der Wegdifferenz bzw. -differenzen erfolgt vorzugsweise zur Dickenmessung eine Vereinigung der Messstrahlen zu einer einzigen Strahlkonfiguration mit einer einzigen optischen Achse. Auch kann die Strahlkonfiguration über den
25 Gegenstand, insbesondere periodisch, bewegt werden. Es ergibt sich hierbei ein seitliches Abscannen. Dieses Abscannen mit einem Abspeichern der ermittelten Werte kann zur Erstellung von Profilen dienen. Anstatt die beiden Messstrahlen entlang einer optischen Achse zu fokussieren, können auch jeweils wenigstens zwei Messstrahlen in einem Abstand nebeneinander verlaufen und fokussiert werden, um ein Oberflächenprofil
30 zu ermitteln.

 Die Messstrahlen haben im Vergleich zu den Bereichsabständen, insbesondere zu den Bereichsabständen ausgehend von einem Referenzort, eine kurze Kohärenzlänge. Die Messstrahlen können ferner jeweils sich voneinander unterscheidende Strah-

lungsfrequenzen haben. Es müssen dann jedoch mehrere Strahlungsquellen verwendet werden. Man kann auch mit nur einer Strahlungsquelle arbeiten und über Filter eine Aufteilung vornehmen. Hierbei ergibt sich jedoch ein Verlust an Breitbandigkeit; auch müssen einige der Komponenten mit einer aufwendigen Beschichtung versehen werden.

Anstelle unterschiedlicher Strahlungsfrequenzen bzw. ergänzend hierzu, können die Messstrahlen sich voneinander unterscheidende Polarisationszustände haben, was einen einfacheren Aufbau ergibt. Vorzugsweise wird man auch eine Fokussierung der Messstrahlen in den auszumessenden Bereich bzw. die auszumessenden Bereiche vornehmen. Da mit einer "Michelson-Interferometer"-artigen optischen Anordnung gearbeitet wird, können die augenblicklichen Positionen der reflektierenden Elemente im Referenzarm als Referenzorte dienen. Es kann nun die tatsächliche Position hierzu verwendet werden oder ein mit dem Referenzort gekoppelter anderer Wert, wie beispielsweise die Verdrehungsposition des in der WO 96/35100 beschriebenen rotierenden Würfels.

Die Messung wird an einem in den Messarm einbringbaren, optisch transparenten und/oder diffusiven Gegenstand durchgeführt. Anstelle eines optisch transparenten und/oder diffusiven Gegenstands kann auch mit einem Gegenstand gearbeitet werden, dessen Oberfläche stark reflektierend ist. Bei einem reflektierenden Gegenstand kann mit der erfindungsgemässen Methode insbesondere dessen Oberflächenprofil ermittelt werden. Der Gegenstand kann jedoch optisch transparent und/oder diffusiv sein und eine (wenigstens einige wenige Prozente) reflektierende Oberfläche haben. In diesem Fall können dann sowohl Oberflächen, wie auch Dicken bzw. deren Verläufe ermittelt werden.

Neben im Gegenstand "hintereinander" liegenden Bereichen (Orte) zur Dickenmessung können selbstverständlich auch "nebeneinander" liegende Bereiche (Orte) zur Bestimmung von Oberflächenkrümmungen bzw. Oberflächenverläufen ausgemessen werden.

Die Versetzung der Reflektoren wird näherungsweise derart eingestellt, dass sie einem zu erwartenden Messergebnis einer zu bestimmenden Dicke, eines Abstands, ... bis auf eine Bestimmungstoleranz entspricht. Mit der Wegvariationseinheit im Referenzarm muss dann nur noch der nicht bekannte (zu bestimmende) Anteil der Dicke, des Abstands etc. ermittelt werden. Soll z. B. die tatsächliche Länge eines menschlichen Auges bestimmt werden, so weiss man bereits schon vorher, dass Augen eine optische

Länge von 34 mm mit einer Längentoleranz von ± 4 mm aufweisen. Es kann nun hier eine Versetzung auf 34 mm eingestellt und mit der Wegvariationseinheit eine Variation von lediglich 8 mm vorgenommen werden.

5 Mit der unten beschriebenen Vorrichtung (Anordnung) und deren Ausführungsvarianten kann am Auge neben der Augenlänge (zentral, peripher), die Vorderkammertiefe (zentral, peripher), die Corneadicke (zentral, peripher), die Linsendicke (zentral, peripher) und die Glaskörpertiefe sowie entsprechende Oberflächenprofile (Topographie) der Corneavorderfläche, Cornearückfläche, Linsenvorderfläche, Linsenrückfläche und der Retina gemessen werden. Ferner lassen sich hiermit die Krümmungsradien
10 z.B. der Corneavorderfläche, der Cornearückfläche, der Linsenvorderfläche und der Linsenrückfläche bestimmen. Hierzu wird der für die Augenoberfläche als Gegenstands-
oberfläche bestimmte Messstrahl "irgendwo" zwischen der Corneavorderseite und der Linsenrückseite fokussiert. Durch diesen "Kompromiss" kann dann die Reflexion an der Corneavorderseite, der Cornearückseite, der Linsenvorderseite und der Linsenrückseite
15 detektiert werden. Die Distanz zwischen der Cornearückseite und der Linsenvorderseite ist dann die Vorderkammertiefe. Bedingung für diese Messung ist jedoch, dass der "optische" Hub (ca. 8 mm) der Wegvariationseinheit derart gross ist, dass von der Corneavorderseite bis zur Linsenrückseite gescannt werden kann.

Eine einzige Messung verarbeitet somit die Reflexionen an mehreren Bereichen
20 nahezu gleichzeitig. Um die einzelnen Reflexionen messtechnisch dennoch unterscheiden zu können, haben die Messstrahlen unterschiedliche optische Eigenschaften, wie unterschiedliche Polarisationsrichtung, unterschiedliche Wellenlänge, Man kann jedoch auch mit nicht unterscheidbaren Strahlen arbeiten und durch eine Veränderung der Versetzung der Reflektoren die beiden Interferenzsignale zur Deckung bringen. In
25 diesem Fall ist dann die eingestellte Versetzung gleich dem gesuchten Abstand, der Dicke etc.. Die Verwendung von nicht unterscheidbaren Strahlen führt zu einem Sensitivitätsverlust.

Je nach Anzahl verwendeter Messstrahlen können ein oder mehrere Abstände mit einer Messung bestimmt werden. Die Weglängenänderungen im Referenzarm können, wie in der WO 96/35100 beschrieben, mit einem rotierenden transparenten Würfel
30 vor einem feststehenden Reflektor vorgenommen werden. Ein derartiger Würfel kann problemlos mit über 10 Hz rotieren. D.h. bei den meisten Messungen kann der auszumessende Gegenstand, ohne dass besondere Vorkehrungen für seine Fixierung vorgesehen werden, als in Ruhe befindlich betrachtet werden.

Weitere Ausführungsvariationen zur Erfindung und deren Vorteile ergeben sich aus dem nachfolgenden Text. Allgemein sei bemerkt, dass die nachfolgend mit Strahlteiler bezeichneten optischen Einheiten eine Strahlteilung aber auch ein Zusammenfügen von zwei Strahlen vornehmen können.

5 Kurze Beschreibung der Zeichnungen

Nachfolgend werden Beispiele des erfindungsgemässen ophthalmologischen Untersuchungs- und/oder Behandlungsplatzes, der erfindungsgemässen Messanordnung, mit der das erfindungsgemässe Verfahren durchführbar ist, anhand von Zeichnungen näher erläutert. Es zeigen:

- 10 Fig. 1 ein Blockschaltbild eines erfindungsgemässen modularen, ophthalmologischen Untersuchungs- und/oder Behandlungsplatzes, u.a. mit einer Messanordnung,
- Fig. 2 eine Ausführungsvariante eines vor dem Patientenauge zu platzierenden Patientenmoduls des in **Figur 1** dargestellten Untersuchungs- und/oder Behandlungsplatzes,
- 15 Fig. 3 eine weitere Variante zu dem in **Figur 3** dargestellten Patientenmodul,
- Fig. 4 ein optisches Blockschaltbild einer beispielsweise Ausführung einer erfindungsgemässen Messanordnung, wie sie vorzugsweise im in **Figur 1** als Blockschaltbild gezeigten Untersuchungs- und/oder Behandlungsplatz einsetzbar ist,
- Fig. 5 eine Variante zur Reflektoranordnung im Referenzarm des in **Figur 4** dargestellten optischen Aufbaus der in **Figur 4** verwendbaren Messanordnung,
- 20 Fig. 6 eine weitere Variante zur Reflektoranordnung im Referenzarm analog zu **Figur 5**,
- Fig. 7 eine Variante zu der in **Figur 4** dargestellten Messanordnung,
- Fig. 8 eine Seitenansicht der in **Figur 7** verwendeten Prismenanordnung in der dortigen Blickrichtung V,
- 25 Fig. 9 eine Variante zu den in den **Figuren 4 und 7** gezeigten Messanordnungen,
- Fig. 10 einen Messstrahlenverlauf zur Profilermittlung unmittelbar vor dem auszumessenden Gegenstand,
- 30 Fig. 11 eine Variante zu den in den **Figuren 4, 7 und 9** gezeigten Messanordnungen mit mehreren Messstrahlen,

Fig. 12 eine vergrösserte Darstellung des Messstrahlenverlaufs der in **Figur 11** dargestellten Messanordnung im Bereich des auszumessenden Gegenstands (z.B. Auge),

5 Fig. 13 ein optisches Blockschaltbild einer Variante der erfindungsgemässen Messanordnung, bei der die Strahlung grösstenteils in optischen Fasern verläuft, wobei hier beispielsweise die Augenoberfläche zur Darstellung der Auftrefforte der Strahlen um 90° verdreht gezeichnet ist,

Fig. 14 eine schematische Darstellung eines Stereomikroskops eines Spaltlampengeräts mit einem Messstrahlengang im Mittelkanal des Mikroskops und

10 Fig. 15 ein Spaltlampengerät mit einem auf das Mikroskop aufsteckbaren Adapter.

Wege zur Ausführung der Erfindung

Der in **Figur 1** in einer Ausführungsvariante in einem "Blockschaltbild" dargestellte ophthalmologische Untersuchungs- und/oder Behandlungsplatz ist in einem modularen Aufbau ausgeführt. In unmittelbarer Nähe vor einem Patientenauge **301** ist ein
15 Patientenmodul **303** positionierbar. Mit dem Patientenmodul **303** ist über eine mittels einer Faserkupplung **302** lösbare optische Faser **304** eine Beleuchtungseinheit **305** verbunden. In der Beleuchtungseinheit **305** ist eine nicht dargestellte Strahlungsquelle angeordnet, deren Strahlung über die Faser **304** in das Patientenmodul geführt und von dieser dann mit einer Kollimatorlinse **310a** als Freiraumstrahlung **307** auf bzw. in das
20 Auge **301** gestrahlt wird. Im Patientenmodul **303** ist eine Beobachtungseinheit angeordnet, die unten beschrieben und in den **Figuren 2 und 3** schematisch gezeigt ist.

Das Patientenmodul **303** arbeitet mit einer unten beschriebenen Messanordnung zusammen. Die Messanordnung hat eine optische Faser **309**, die hier Teil eines Messarms einer "Michelson-Interferometer"-artigen Messanordnung ist. Die Faser **309** ist
25 ebenfalls mittels eines Kupplungssteckers **311** mit dem Patientenmodul **303** lösbar verbunden. Die Strahlung der Faser **309** wird vom Patientenmodul **303** als Freiraumstrahlung **312** in bzw. auf das Auge **301** gerichtet. Die Freiraumstrahlung **312** wird mit einer Kollimatorlinse **310b** erzeugt. Die Kollimatorlinse **310b** ist vor dem Ende einer Faser **308** angeordnet, die von der Faserkupplung **311** in der Wand **329** des Patientenmoduls **303** bis zur dem Patientenauge **301** benachbarten Gehäusewand **306** verläuft.
30

Alle restlichen Komponenten der Messanordnung sind entfernt vom Patientenmodul 303 angeordnet, wobei die Anordnung mit den restlichen Komponenten symbolisch als Gebilde 313 gekennzeichnet ist.

5 An der dem Auge 301 abgewandten Seite des Patientenmoduls 303 ist ein Anzeigeelement 315 angeordnet. Dieses Anzeigeelement 315 ist mittels elektrischer Kupplung 320 und einer elektrischen Verbindung 316 signalmässig mit einer Auswerteeinheit 317 lösbar verbunden. Die Auswerteeinheit 317 ist über eine weitere elektrische Signalleitung 318 mit dem Gebilde 313 verbunden.

10 Die Betrachtung des Auges 310 kann nun, wie in **Figur 2** dargestellt, direkt erfolgen. Ausgehend von der Faserkupplung 311 im Messarm wird hier eine weitere Faser 321 durch die Objektivlinse 322 für die direkte Beobachtung geführt. Am zur Kupplung 311 entgegengesetzten Ende der Faser 321 ist dann eine Kollimatorlinse 323 angeordnet, welche die Freiraumstrahlung 312 auf den gewünschten Bereich im bzw. am Auge 301 fokussiert. Die Freiraumstrahlung für die Beleuchtung ist der Übersichtlichkeit
15 wegen in **Figur 2** weggelassen.

Anstelle einer direkten Betrachtung kann auch eine Betrachtung mittels elektronischer Hilfsmittel erfolgen, wie in **Figur 3** dargestellt ist. **Figur 3** zeigt eine stereoskopische Betrachtung mit zwei optischen Systemen 325a und 325b, deren Abbildungen eines Augenbereiches auf je ein Bildaufnahmeelement (z. B. CCD) 326a bzw. 326b
20 fallen. Die elektrischen Signalausgänge 327a und 327b gehen auf eine in der Gehäuswand 329 des Patientenmoduls 303 angeordnete elektrische Kupplung 330, an der lösbar ein Signalkabel 331 zur Auswerteeinheit 317 steckt. Das in der Auswerteeinheit 317 gegebenenfalls bearbeitete Bild kann dann über die Verbindung 316 zur Darstellung auf das Anzeigeelement 315 gesandt werden.

25 Die Strahlung der Beleuchtungseinheit 305 kann über eine eigene optische Faser 304 zum Patientenmodul 303 geführt werden. Sie kann aber auch vorzugsweise im Gebilde 313 in die Faser 309 eingekoppelt werden.

Das Patientenmodul 303 wird mit einer Halteeinrichtung 333 vor dem Patientenauge 301 positioniert. Die Halteeinrichtung kann nun ein Handgriff sein oder eine Verstelleinrichtung, welche gesteuert horizontal und in der Höhe eine Ortsveränderung erlaubt.
30

Das Patientenmodul 303 wird man möglichst klein ausbilden, um den Patienten in seinem Augenbreich nicht durch voluminöse Einheiten zu beunruhigen. Ein ideales Volumen wäre etwa die Grösse handelsüblicher Kontaktgläser. Die Einheit wird jedoch aufgrund der zu installierenden Kollimatorlinsen etwas grösser ausfallen.

5 Aufgrund des modularen Aufbaus des Untersuchungs- und/oder Behandlungsplatzes kann dieser lediglich den Platz eines einzigen Gerätes beanspruchen und die Funktionalität unterschiedlicher Einzelgeräte aufweisen sowie zusätzlich neben seiner Vielseitigkeit lediglich eine kleine, das Wohlbefinden des Patienten in keiner Weise störende Einheit vor dem Auge besitzen.

10 In Figur 4 ist ein Ausführungsbeispiel für eine erfindungsgemässe Messanordnung mit einer "Michelson-Interferometer"-artigen optischen Anordnung dargestellt. Diese Messanordnung kann bevorzugt zusammen mit dem oben erwähnten Patientenmodul 303 in einem modularen Mess- und Behandlungsaufbau eingesetzt werden. In der optischen Messanordnung werden weitgehend faseroptische Komponenten verwendet,
15 welche eine grosse räumliche Flexibilität sowie ein Arbeiten in einer verhältnismässig rauhen Umgebung gestatten. In den nachfolgend beschriebenen Ausführungsbeispielen werden zum leichteren Verständnis lediglich zwei Bereiche 2a und 2b im auszumessenden Gegenstand 1, hier einem Auge, im Messarm 7 ausgemessen. Lediglich unmittelbar vor dem Messobjekt 1, hier einem Auge, und vor der Spiegelanordnung 3 im Referenzarm 5 wird mit einer Freiraumstrahlung 6a und 6b gearbeitet. Die optische Anordnung der Messanordnung hat neben dem Referenzarm 5 einen Messarm 7, in dem der auszumessende Gegenstand 1 angeordnet ist. Eine Strahlungsquelle 9 sendet eine kurzkohärente Strahlung aus, welche in einer optischen Faser 10 zu einem Faserkoppler 11 geführt wird. Die Kohärenzlänge der Strahlung ist kürzer gewählt als die unten beschriebenen, auszumessenden Abstände im Gegenstand 1. Als
20 Strahlungsquelle 9 kann beispielsweise eine Superlumineszenzdiode oder eine andere breitbandige Strahlungsquelle (Licht-) verwendet werden. Der von der Strahlungsquelle 9 ausgehende und in der Faser 10 geführte sogenannte Quellenstrahl wird vom Faserkoppler 11 in einen Referenz- und einen Messstrahl aufgeteilt. Der Messstrahl verläuft nach dem Faserkoppler 11 in einer optischen Faser 13 mit einem fasertechnischen Polarisationskontroller 15. Am dem Faserkoppler 11 abgewandten Ende 16 der Faser 13 tritt dann die Messstrahlung als Freiraumstrahlung 6b aus. Die austretende Freiraumstrahlung 6b wird mit einem Linsensystem 17 auf bzw. in die beiden Messbereiche 2a und 2b fokussiert. Je nach Distanz zu den Messbereichen kann die Freiraum-

25
30

strahlung **6b** zu einem parallelen Strahl kollimiert und dann auf die beiden Messbereiche **2a** und **2b** fokussiert oder, wie in **Figur 4** dargestellt, direkt in die Bereiche **2a** und **2b** fokussiert werden.

Figur 4 dient zur Ermittlung der Augenzlänge. Die Freiraumstrahlung **6b** wird hier
5 beispielsweise mit einer ersten Fokussierlinse **19** des Linsensystems **17** auf den Messbereich **2b** auf der Retina **20** fokussiert. Das Linsensystem **17** weist eine weitere Fokussierlinse **21** auf, welche von der Fokussierlinse **19** in Richtung auf das Auge **1** zu distanziert angeordnet ist. Der zentrale Bereich der Linse **21** weist einen Durchbruch **23** auf, durch den die auf den Bereich **2b** fokussierte Strahlung ungehindert passieren
10 kann. Die Randbereiche **24** der Linse **21** fokussieren dann die durch die Linse **19** "vorfokussierte" Strahlung auf den Messbereich **2a** auf der Hornhautvorderfläche **25**.

Die "Lochlinse" **21** wird man vorzugsweise in der Ausbreitungsrichtung des Messstrahls **6b** verschiebbar ausbilden. Hierdurch ist gewährleistet, dass auch bei einer Fehlsichtigkeit (z.B. Myopie oder Hyperopie) des zu untersuchenden Auges **1** der Messstrahl wenigstens näherungsweise auf die Retina **20** fokussierbar ist.
15

Anstelle der Anordnung mit einer "Lochlinse" kann auch ein diffraktives Element verwendet werden.

Der Referenzarm **5** hat ausgehend vom Faserkoppler **11** ebenfalls eine mit diesem verbundene Faser **27**, an deren dem Faserkoppler **11** abgewandtem Ende **29** die
20 Freiraumstrahlung **6a** austritt. Der Referenzarm **5** enthält ferner eine Anordnung **3** von mehreren Reflektoren, welche die auf sie fallende Freiraumstrahlung **6a** in sich selbst zurückreflektieren. Die einzelnen Reflektoren sind derart gegeneinander versetzt, dass die auf sie fallenden Strahlungen gegeneinander im Referenzarm **5** einen Laufzeitunterschied erhalten. In dem hier gezeigten Beispiel sind nur zwei Reflektoren **31a** und
25 **31b** vorhanden, da lediglich eine Distanz d_1 zweier Bereiche **2a** und **2b** im Gegenstand **1** (Messobjekt Auge) ermittelt werden soll. Sollen mehrere Bereiche zusammen ausgemessen werden, müssen selbstverständlich entsprechend viele Reflektoren angeordnet werden. Ein Versatz d_2 der beiden Reflektoren **31a** und **31b** entspricht einem bis auf eine Toleranz zu erwartenden Distanzwert d_1 der beiden Bereiche **2a** und **2b** im
30 Auge **1**.

Die aus dem Faserende **29** austretende Freiraumreferenzstrahlung **6a** wird mit einer Kollimatorlinse **33** soweit aufgeweitet, dass beide Reflektoren **31a** und **31b** aus-

geleuchtet werden können. Im kollimierten Strahlengang 34 nach der Linse 33 ist eine rotierende Blende 35 angeordnet, welche derart ausgebildet ist, dass einmal der Reflektor 31a und dann der Reflektor 31b bestrahlt wird. Auf diese rotierende Blende 35 kann verzichtet werden. Man kann sie aber einsetzen, um eine eindeutige Zuordnung zu den Messsignalen zu erreichen. Es könnte nämlich sein, dass die Reflexionseigenschaften des vorderen und des hinteren Messbereichs 2a und 2b nahezu identisch sind. Es ist dann nicht immer möglich zu entscheiden, ob das erste, mit einem Photodetektor 37 detektierte, durch eine interferierende Überlagerung im Faserkoppler 11 entstandene Messsignal vom vorderen Messbereich 2a oder vom hinteren Messbereich 2b stammt. Beim Auge ist die Eindeutigkeit normalerweise ohne die Verwendung einer solchen Blende 35 möglich, da sich die Messsignale vom vorderen Augenabschnitt (Cornea, Vorderkammer, Linse) und der Retina 20 in eindeutiger Art unterscheiden.

Beide Reflektoren 31a und 31b sind in der Art eines Stufenspiegels auf einer Basis 39 jedoch gegeneinander verstellbar, wie durch einen Doppelpfeil 40 angedeutet, angeordnet. Die Basis 39 ist periodisch wie durch den anderen Doppelpfeil 41 angedeutet, senkrecht zum einfallenden Referenzfreiraumstrahl 6a bewegbar. Alle Reflektoren 31a und 31b sind hochreflektierend und zueinander parallel liegend ausgebildet. Die Basis 39 kann z. B. eine vibrierende Lautsprechermembran sein.

Soll die Augenlänge bestimmt werden, so werden die beiden Reflektoren 31a und 31b in einem Abstand d_2 von der zu erwartenden typischen Augenlänge von 34 mm (Toleranz ± 4 mm) angeordnet. Die periodische Bewegung der Reflektoranordnung 3 d.h. der Basis 39 gemäss Doppelpfeil 41 erfolgt dann mit einigen Schwingungen pro Minute (z.B. mit 10 Hz). Immer wenn die optischen Weglängen im Referenzarm 5 und im Messarm 7 zwischen dem Faserkoppler 11 und Reflektor 31a sowie dem Faserkoppler 11 und dem Messbereich 2a oder zwischen dem Faserkoppler 11 und dem Reflektor 31b sowie dem Faserkoppler 11 und dem Messbereich 2b gleich lang sind, detektiert der Detektor 37 ein Interferenzsignal. Da die Auslenkung der Basis 39 bekannt ist, kann somit die Augenlänge d_1 ermittelt werden.

Soll eine andere Distanz d_1 ermittelt werden, werden die beiden Reflektoren 31a und 31b auf einen anderen gegenseitigen Abstand d_2 eingestellt und dann die Basis 39 periodisch hin und her bewegt. Bei der Einstellung des Abstands d_2 ist lediglich darauf zu achten, dass die Einstelltoleranz im Hubbereich der Basis 39 liegen muss, da ansonsten kein Interferenzsignal erhalten wird.

Der grosse Vorteil der erfindungsgemässen Anordnung bei einem Einsatz in der Ophthalmologie liegt insbesondere darin, dass vor dem Auge des Patienten nur die Linsenordnung 17 vorhanden ist. Auch sind keinerlei bewegte Teile vorhanden. Die Linsenordnung 17 lässt sich klein und handlich ausbilden. Sie kann z. B. in einem zylinderartigen Handgriff untergebracht werden. Auch die beiden Linsen 19 und 21 der Linsenordnung 17 wird man einstellbar ausbilden, um eine Anpassung an der Fokussierung auf die entsprechenden auszumessenden Bereiche vornehmen zu können. Die Einstellmöglichkeit der beiden Linsen 19 und 21 ist in **Figur 4** durch die beiden Doppelpfeile 43a und 43b angedeutet. Sollen mehr als zwei Bereiche auf einmal ausgemessen werden, so sind dementsprechend mehr Fokussierlinsen anzuordnen. Wobei ausgehend vom Faserende 16 die erste Linse analog zur Linse 19 voll ausgebildet ist und alle nachfolgenden Linsen einen Durchbruch für die Strahlung der vorhergehenden Linse bzw. Linsen aufweisen.

Die mit dem Detektor 37 detektierten Interferenzsignale gehen als elektrische Signale auf eine Auswerteelektronik 45. Je nach erreichbarer elektrischer Signalstärke und erreichbarbarem Signal/Rauschverhältnis ist in dieser Auswerteelektronik 45 ein mehr oder weniger hoher Aufwand zu treiben. In der Regel hat die Auswerteelektronik 45 einen Vorverstärker V, ein Signalfilter F, einen Gleichrichter GR und ein Tiefpassfilter TPF. Vorzugsweise werden die elektrisch bearbeiteten analogen Signale in digitale Signale zu einer weiteren Verarbeitung bzw. Speicherung umgewandelt. Auch können die digitalisierten Signale über Netzwerke [Local Area Network LAN (z.B. Ethernet) oder Wide Area Network WAN (z.B. Internet)] mit anderen Daten verglichen bzw. zur Auswertung versandt werden. Auch könnten die ermittelten Daten auf einem Monitor M in entsprechender Form dargestellt werden.

Die Reflektoren können wie in **Figur 4** dargestellt als n Elemente 31a, 31b, nebeneinander mit einem gegenseitigen Versatz e_2 analog zum Versatz d_2 in Richtung zur Referenzstrahleinfallsrichtung angeordnet werden. Die Reflektoren können jedoch auch wie in **Figur 5** angedeutet hintereinander angeordnet werden. Um die Darstellung nicht zu überlasten und in Analogie zur **Figur 4** zeigt auch **Figur 5** nur zwei Reflektoren 49 und 50. In Analogie zur Darstellung in **Figur 4** ist auch hier eine Kollimatorlinse 51 vorhanden, welche die aus einem Faserende 53 austretende Freiraumreferenzstrahlung kollimiert. Eine rotierende Blende 35, wie in **Figur 4** verwendet, wird hier nicht benötigt. Die kollimierte Freiraumreferenzstrahlung 54 trifft nun auf einen ersten teilre-

flektierenden Reflektor 50 und danach auf einen 100% reflektierenden Reflektor 49.

Beide Reflektoren 49 und 50 sind in einem zum Abstand d_2 analogen Abstand e_2 angeordnet. Die Teilreflexion des Reflektors 50 wählt man dann entsprechend der Reflexion der Messbereiche. Beide Reflektoren 49 und 50 sind auch hier auf einer gemeinsamen Basis 55 angeordnet. Die Basis 55 führt hier analog zur Basis 39 die periodische Oszillation für die Laufzeitänderung durch (gekennzeichnet durch einen Doppelpfeil 56). Eine Messlängenadaptation kann dann durch eine relative Verschiebung der beiden Reflektoren 49 und 50 gegeneinander erreicht werden. Sollen mehrere Bereiche ausgemessen bzw. zueinander in Bezug gebracht werden, werden mehrere Reflektoren verwendet, wobei immer der Hinterste ein 100% Spiegel sein sollte. Die Teilreflexionen der davor stehenden Reflektoren sind aufeinander bzw. auf die Reflexion des Messbereichs anzupassen.

Neben einer Reflektoranordnung, wie sie in den Figuren 4 und 5 dargestellt ist, zeigt Figur 6 eine weitere beispielsweise Anordnung. Bei der in Figur 6 gezeigten Anordnung sind die Reflektoren, hier mit 57a und 57b bezeichnet, im Gegensatz zu den oben erläuterten Ausführungen während des Messvorgangs stillstehend. Eine Verstellung der Reflektoren 57a und 57b wird nur dann vorgenommen, wenn sich der Messaufbau ändert. Den Reflektoren 57a und 57b ist ein um seine Mittelachse 59 rotierender transparenter Würfel 61 als sogenanntes Wegvariationselement vorgeschaltet. Ein derartiges Wegvariationselement 61 ist in der WO 96/35100 beschrieben. Die Aussenseiten des Würfels weisen verspiegelte Teilflächen 62 auf, an denen der in den Würfel 61 eindringende kollimierte Referenzfreiraumstrahl 63 mit einem Strahlengang, wie in Figur 6 gezeigt, reflektiert wird. In Folge der Würfelrotation ergibt sich eine Bewegung des aus dem Würfel austretenden Strahles 63a senkrecht zur Oberfläche der Reflektoren 57a und 57b, d.h. der austretende Strahl wandert zwischen den beiden Reflektoren 57a und 57b Spiegeln hin und her. Eine Bestrahlung der versetzten Reflektoren 57a und 57b zeitlich nacheinander ist zwar auch mit der in Figur 4 beschriebenen rotierenden Blende 35 möglich, jedoch ergibt sich hier eine grosse Strahlungsabschwächung im Referenzstrahl. Diese Strahlungsabschwächung wird vollständig bei der Anordnung mit dem rotierenden Würfel 61 eliminiert.

Anstelle der beiden Reflektoren 57a und 57b kann auch ein nicht dargestellter transparenter Quader mit zwei gegenüberliegenden zueinander parallelen Wänden verwendet werden. Die dem rotierenden Würfel 61 zugewandte Quaderseite wird teil-

weise reflektierend und teilweise transmittierend ausgebildet und die abgewandte Quaderseite totalreflektierend. Der Abstand der beiden Quaderflächen beträgt d_2 . Vorzugsweise wird man den Quader aus Glas ausbilden. Er kann fest montiert sowie auch auf einem Translatortisch angeordnet sein, um eine Anpassung an unterschiedliche Messvorgänge vornehmen zu können. Bei Messungen am menschlichen Auge wird d_2 entsprechend der Augenlänge gewählt.

Eine Ausführungsvariante zu der in **Figur 4** dargestellten optischen Anordnung zeigt **Figur 7**. Im Gegensatz zu der in **Figur 4** dargestellten Anordnung sind hier zwei Faserkoppler **65a** und **65b** und zwei Detektoren **66a** und **66b** vorhanden. Auch weist jetzt der Referenzarm **67** anstelle der in **Figur 4** verwendeten planen Reflektoren **31a** und **31b** zwei als Retroreflektoren wirkende Prismen **69a** und **69b** auf, welche auch hier auf einer oszillierend bewegbaren Basis **71** angeordnet sind. Die beiden Prismen **69a** und **69b** sind zur Erzeugung des Laufzeitunterschieds hintereinander und nebeneinander, wie die Seitenansicht in **Figur 8** zeigt, versetzt. Die in der Seitenansicht gezeigte seitliche Versetzung ist notwendig, sonst würde das Prisma **69a** das Prisma **69b** abdecken. Der Messarm **72** ist analog zum Messarm **7** in **Figur 4** ausgebildet.

Die in **Figur 7** von einer analog zur Strahlungsquelle **9** ausgebildeten Strahlungsquelle **73** ausgehende kurzkohärente Strahlung wird im Faserkoppler **65a** in den Messarm **72** und in den Referenzarm **67** aufgeteilt. Die von den im Gegenstand, hier mit **1'** gekennzeichnet, auszumessenden Bereichen reflektierte Strahlung wird nach dem Faserkoppler **65a** zum Faserkoppler **65b** über eine Faser **75** geführt. Die von den Prismen **69a** und **69b** reflektierte d.h. umgeleitete, mit der Linse **76** kollimierte Referenzfreiraumstrahlung tritt über eine Fokussierlinse **77** in eine zum Faserkoppler **65b** führende Faser **79** ein. Im Faserkoppler **65b** erfolgt dann die interferierende Überlagerung der Strahlung aus dem Messarm **72** mit derjenigen aus dem Referenzarm **67**. Die Detektion erfolgt mit den beiden Detektoren **66a** und **66b**. Durch die Verwendung von zwei Detektoren **66a** und **66b** kann das Signal/Rauschverhältnis und somit die Messempfindlichkeit deutlich verbessert werden.

Figur 9 zeigt eine weitere Variante zu den in den **Figuren 4** und **7** dargestellten Messanordnungen. Analog zur Darstellung in **Figur 7** wird auch hier mit zwei Detektoren **83a** und **83b** gearbeitet. Anstelle der 2 x 2 Faserkoppler **11** bzw. **65a** und **65b** in den **Figuren 4** und **7** wird hier jedoch ein 3 x 3 Faserkoppler **85** verwendet. Auch gibt es jetzt zwei Referenzarme **86a** und **86b**, in die jeweils ein- und dieselbe Strahlung nach

einer Laufzeitänderung durch den jeweiligen Reflektor 87a und 87b rückreflektiert wird. Auch die Reflektoren 87a und 87b sind gegeneinander verstellbar und auf einer oszillierenden Basis 89 angeordnet. Die rückreflektierte Strahlung jedes Reflektors 87a und 87b wird in dieselbe Faser 90a bzw. 90b eingekoppelt, aus dem sie gekommen ist. Die von einer Strahlungsquelle 92 kommende kurzkohärente Strahlung wird durch den Faserkoppler 85 in den Messarm 91 und die beiden Referenzarme 86a und 86b aufgeteilt. Die im Messarm 91 von den Bereichen im Gegenstand 1" reflektierte Messstrahlung sowie die beiden reflektierten Strahlungsanteile aus den Referenzarmen 86a und 86b werden im Faserkoppler 85 interferierend überlagert und dann von den beiden Detektoren 83a und 83b detektiert und mit der an sie angeschlossenen Auswertelektronik 93 ausgewertet.

In den vorgängig beschriebenen Figuren 4 bis 9 werden Messungen ausgeführt, bei denen eine Dicke ermittelt wird. Hierzu wird der erste Messstrahl auf einen ersten Bereich (Punkt) fokussiert und der zweite Messstrahl auf einen zweiten, hinter dem ersten Bereich liegenden Bereich (Punkt) fokussiert. Erster und zweiter Bereich lagen bisher auf einer optischen Achse. Man kann nun die erfindungsgemässe Vorrichtung auch derart aus- und umbilden, dass die Fokuspunkte der beiden Messstrahlen nebeneinander liegen. Werden die Messstrahlen seitlich nebeneinander gelegt, so kann bei einer Oberfläche, welche wenigstens einen Mindestreflexionsfaktor von 10^{-4} % hat, ein Oberflächenprofil bestimmt werden. Es wird hierzu, wie in Figur 10 angedeutet ist, der Abstand g_1 eines ersten reflektierenden Ortes 97a des ersten Messstrahls 99a auf der Oberfläche 100 von einem Referenzpunkt bzw. einer Referenzebene 101 und der Abstand g_2 des zweiten reflektierenden Ortes 97b des zweiten Messstrahls 99b von der Referenzebene 101 ermittelt. Beide Messwerte werden in einer Speichereinheit in einer elektrischen Auswerteeinheit abgespeichert. Die Abstandsdifferenz g_1 und g_2 der beiden Messstrahlen 99a und 99b von der Referenzebene 101 in Relation zu deren gegenseitigem Abstand h ergibt dann zwei Oberflächenkoordinaten. Aus diesen beiden Koordinaten kann dann auf den Oberflächenverlauf mit Näherungsverfahren geschlossen werden, sofern die Art der Oberfläche bekannt ist. Die Art der Oberfläche ist beim menschlichen Auge bekannt. Werden mehrere Messstrahlen verwendet oder mehrere Messungen mit seitlich versetzten Messstrahlen vorgenommen, kann die Oberfläche genauer ermittelt werden.

In der Ophthalmologie spielt bei der Anpassung von intraokulären Linsen in der Katarakt-Behandlung nicht nur die Augenlänge und die Vorderkammertiefe eine we-

sentliche Rolle, sondern auch das Krümmungsprofil der Hornhaut, vor allem in deren Zentrum. Alle diese Werte können mit der erfindungsgemässen Vorrichtung bestimmt werden.

Zur Ermittlung des Profils genügen im Minimalfall zwei bestimmte Krümmungsradien der zentralen Hornhaut, nämlich ein Krümmungsradius in horizontaler und einer in vertikaler Richtung. Sind diese beiden Radien verschieden, spricht man von einem (zentralen) Astigmatismus. Die Krümmungsradien können mit Hilfe bekannter geometrischer Algorithmen ermittelt werden, wenn pro zu bestimmenden Kreisbogen, wie bereits oben ausgeführt, ausgehend von einer Referenzebene (hier 101) der Abstand unter einem vorgegebenen Winkel (hier der normale Abstand g_1 und g_2) und der Abstand (hier h) der Kurvenpunkte (hier 97a und 97b) voneinander bekannt sind. Die Abstände g_1 und g_2 sind aus dem augenblicklichen Ort des bzw. der Reflektoren bzw. des augenblicklichen Drehwinkels der Weglängenvariationseinheit (rotierender Würfel) bei auftretender Interferenzerscheinung ermittelbar. Als Referenzwert wird eine vorgegebene Lage der Reflektoren bzw. der Wegvariationseinheit verwendet. Wird eine Weglängenvariationseinheit mit einem rotierenden Würfel (beispielsweise wie in der WO 96/35100 beschrieben) verwendet, wird man bevorzugt dessen Nullgrad-Position als Referenz verwenden, bei der der einfallende Strahl senkrecht auf die erste Würfeloberfläche trifft. Anstelle vom minimal drei Messstrahlen zur Ermittlung der beiden zentralen Krümmungsradien können auch mehrere Messstrahlen verwendet werden, um eine exaktere Krümmungsradienmessung vorzunehmen. Auch kann gleichzeitig Dicken- und Radienmessung vorgenommen werden, wie unten ausgeführt wird.

Die in Figur 11 anhand eines optischen Blockschaltbildes beschriebene Vorrichtung dient zur Ermittlung eines Oberflächenprofils sowie diverser Dicken bei einem transparenten bzw. diffusiven Gegenstand, hier einem menschlichen Auge 147. Der in Figur 11 schematisch dargestellte optische Aufbau ähnelt in weiten Teilen demjenigen der Figur 4, die Fasern sind hier als Variante durch Freiraumstrahlungen ersetzt. Auch hier ist eine Strahlungsquelle 149 vorhanden, welche beispielsweise eine superlumineszente Diode sein kann. Die Strahlung der Strahlungsquelle 149 wird hier über eine Faser 150 geführt, wodurch sich eine Ortsunabhängigkeit von der Strahlungsquelle 149 sowie der Mess- und Auswerteeinheit erreichen lässt. Die aus der Faser 150 austretende Strahlung wird mit einer Linse 151 kollimiert und mit einer zweiten, nachfolgenden Linse 152 fokussiert. Zwischen dem Fokuspunkt 153 und der Linse 152 ist zur "Drehung" der Polariationsrichtung der Strahlung eine $\lambda/2$ -Platte 154 angeordnet. Anschlie-

ssend folgt ein Strahlteiler 155, mit dem die Strahlung in den Messarm 157b und den Referenzarm 157a aufgeteilt wird. Der Referenzarm 157a hat auf den Strahlteiler 155 folgend eine $\lambda/4$ -Platte 159, gefolgt von einer Linse 160, mit der die vom Strahlteiler 155 kommende Strahlung kollimiert wird. Auf die Linse 160 folgt ein erster und ein zweiter teildurchlässiger Reflektor 161a und 161b sowie ein 100% Reflektor 161c. Alle drei Reflektoren 161a, 161b und 161c sind entsprechend der durchzuführenden Messung gegeneinander verstellbar und auf einer oszillierenden Basis 161v für die Laufzeitänderung angeordnet.

Im Messarm 157b folgt auf den Strahlteiler 155 eine Kollimationslinse 162 und ein Linsensystem 163 analog der Linse 21 in Figur 4.

Die vom Auge 147 rückreflektierte Strahlung wird mit der vom Referenzarm 157a kommenden Referenzstrahlung überlagert und im Detektorarm 157c über eine Linse 170 auf ein Detektorarray 171 geführt, wobei der Einfachheit halber nur eine lineare und keine zweidimensionale Darstellung von lediglich drei nebeneinander angeordneten Detektoren 172a, 172b und 172c vorgenommen worden ist. Jedem Detektor 172a, 172b und 172c ist eine elektronische Schaltung 173 beispielsweise mit einem Verstärker, Dopplerfrequenzfilter, Gleichrichter und Tiefpassfilter nachgeschaltet. Die detektierten Messsignale werden dann über einen Analog-Digital-Wandler und einen Computer mit der Speichereinheit verarbeitet und auf einem Bildschirm dargestellt.

Mit der in Figur 11 schematisch dargestellten Vorrichtung kann die Augenlänge, die Corneadicke, die Vorderkammertiefe, die Linsendicke, die Glaskörpertiefe und die Retinaschichtdicke gleichzeitig an verschiedenen Stellen gemessen werden. Da an verschiedenen Stellen gemessen werden kann, können auch Oberflächenprofile rechnerisch ermittelt werden. Um dies zu verdeutlichen, sind in Figur 12 drei seitlich versetzte Strahlengänge ausgezogen, gestrichelt und punktiert dargestellt, welche auf die Detektoren 172a, 172b und 172c geführt werden. Der durchgezogene Strahl kommt, wie der besseren Übersichtlichkeit wegen vergrößert in Figur 12 dargestellt, von den Orten 177a, 177b, 177c, 177d und der Retina 179. Mit Hilfe eines Detektorarrays, bestehend aus $m \times n$ Photodetektoren, ist es möglich $m \times n$ Orte auf oder im Auge 147 z.B. auf der Corneavorderfläche 182, der Corneahinterfläche 183, der Augenlinsenvorder- bzw. hinterfläche 184 und 185 gleichzeitig zu messen und auszuwerten. Nach einer gewissen Zeitdauer, welche abhängig ist von der Bewegungsgeschwindigkeit der Ba-

- 22 -

sis 161v, werden dann die mit "b", dann mit "c" und mit "d" gekennzeichneten Orte detektiert und ausgewertet (siehe Figuren 11 und 12).

Die Linsen 160 und 162 können je nach Verwendung als ein- oder zweidimensionales Linsenarray ausgebildet sein.

5 Zum besseren Verständnis des Messvorganges sind in Figur 11 zusätzlich die "Strahlenbegrenzungen" zum und vom Ort 177a ausgezogen sowie zum und vom Ort 181a punktiert im Referenz-, Mess- und Detektorarm 157a, 157b und 157c dargestellt. Die ausgezogenen bzw. punktierten Linien zeigen die zwei Randstrahlen im Referenz-, Mess- und Detektorarm 157a, 157b und 157c, welche die Messung der Raumko-
10 ordinaten des Ortes 177a bzw. 181a ermöglichen, d.h. mit diesen Strahlen interferieren.

In Figur 13 ist eine als faseroptisch paralleles kurzkohärentes Reflektormeter zu bezeichnende Vorrichtung skizziert. Diese Ausführungsvariante der Erfindung erlaubt beispielsweise die simultane Messung von vier zentralen Krümmungsradien der Hornhautvorderfläche in horizontaler (links und rechts) und vertikaler (oben und unten) Rich-
15 tung. Zusätzlich ist auch die simultane Messung von vier zentralen Krümmungsradien der Hornhautrückseite möglich. Diese Vorrichtung hat fünf 2 x 2 Singelmodedefaserkopp-
ler 190, fünf Strahlungsquellen 191a bis 191e, fünf Detektoren 192a bis 192e mit zugehöriger Schaltung 193a bis 193e, Analog-Digital-Wandler 194, Computer 195 und Anzeige 196. Die restlichen Elemente und Einheiten (insbesondere 161a bis 161e und
20 163), entsprechen denjenigen der Figur 11.

Anstatt eine Basis mit der Reflektoranordnung 161a bis 161e oszillierend aufzubauen, kann auch nach der Kollimatorlinse der oben beschriebene rotierende Würfel mit einer Stufenspiegelanordnung analog zu Figur 6 verwendet werden.

Die Lage der reflektierenden Elemente 31a/b, 49/50, 57a/b, 69a/b, 87a/b sowie
25 161 wird jeweils für das auszumessende Objekt (hier in der Regel das Auge, wobei auch andere Objekte ausmessbar sind) eingestellt. Zum Auffinden der optimalen Lage der reflektierenden Elemente im Referenzarm können diese Elemente auf einem nicht dargestellten Translatortisch angeordnet werden. Mit diesem Tisch verschiebt man nun die reflektierenden Elemente schrittweise (z.B. in Schritten von 0,1 mm bis 1 mm). Nach
30 Ausführung jeweils eines Schrittes stoppt der Translatortisch zur Durchführung einer Messung. Durch periodisches Scannen einer vorgegebenen Tiefe mittels des Weglängenvariators (z.B. des Weglängenvariators 41, 55, 61, 71, 89, ...) wird nach Reflexionssignalen gesucht. Ist bei diesem "Tiefenscann" kein Reflexionssignal gefunden worden,

erfolgt der nächste Verfahrensschritt des Translatortisches. Dieses Verfahren wird solange wiederholt bis entsprechende Reflexionen vorhanden sind. Dieser Suchvorgang kann selbstverständlich auch automatisch durch eine Steuereinrichtung erfolgen.

Die oben beschriebene erfindungsgemässe Vorrichtung kann nebst ihren Ausführungsvarianten zusammen mit bereits bestehenden Geräten verwendet werden. Diese Vorrichtung kann man z.B. in ein Spaltlampengerät für die Augenuntersuchung einbauen oder mit diesem kombinieren. Es kann dann der Messstrahl als Freiraumstrahl entweder via Strahlteiler in den Beleuchtungsstrahlengang, beim Mikroskop ebenfalls via Strahlteiler in einen Beobachtungsstrahlengang oder beim Mikroskopobjektiv oder mit einem Umlenkspiegel 199 in einen Mittelkanal 200 eines Stereomikroskops 202 eines Spaltlampengeräts, wie in Figur 14 gezeigt, eingekoppelt werden. Der Mittelkanal 200 liegt zwischen den beiden Strahlengängen 201a und 201b des Stereomikroskops 202. In Figur 14 ist zudem noch eine Fixationslichtquelle 203 gezeigt. Durch eine Betrachtung der Fixationsquelle 203 richtet der Patient sein Auge 205 auf einen vorgegebenen Ort aus und hält es meistens auch auf diesem unbeweglich fixiert. Der Messstrahl 206 tritt (analog einer Vorrichtungsanordnung wie sie die Figuren 4, 7 und 9 zeigen) aus einer Faser 207 aus und durchläuft ein analog zum Linsensystem 17 ausgebildetes Linsensystem 209 mit einem optionalen transversalen Scanner. Die restlichen Elemente der erfindungsgemässen Vorrichtung sind in einem kompakten Basisgerät 210 eingebaut.

Durch die Verstellung des Spaltlampengeräts in den drei räumlichen Koordinaten, bevorzugt mit einem sogenannten Lenkhebel, wird dann auch der Messstrahl entsprechend verstellt. Anstatt das ganze Spaltlampengerät zusammen mit dem Messstrahl zu verstellen, können auch beide unabhängig voneinander verstellt werden. Wie bereits oben angedeutet, verwendet man bei einer Verstellung nur des Messstrahls bevorzugt eine "faseroptische" Ausführung analog zur Darstellung in Figur 4.

Bei einer Kombination mit einem mit Placidoringen ausgerüsteten Videokeratographen erfolgt eine Einkopplung des Messstrahls in Richtung der Beleuchtungsachse des Videokeratographen mit Hilfe eines kleinen Strahlteilers.

Anstatt den Messstrahlengang, wie oben beschrieben, in ein Stereomikroskop zu integrieren, kann er auch bei einem Spaltlampengerät 213 über einen auf das Mikroskop 214 aufsteckbaren Adapter 215 zugeführt werden, wie in Figur 15 skizziert ist.

Bei den oben beschriebenen Ausführungsvarianten gilt allgemein, dass sämtli-

che Strahlteiler, ob sie nun Faserkoppler oder Strahlteilerwürfel sind, als polarisierende Strahlteiler ausgebildet sind. Auch strahlen die Strahlungsquellen 9, 73, 149 und 191a bis 191e eine polarisierte Strahlung in ihrem Quellenstrahl aus. Immer wenn eine Interferenz detektierbar ist, sind die Längen der optischen Wege im Referenz- und im Messarm gleich lang, wobei die optische Weglänge im Referenzarm im Hertzbereich veränderbar ist. Das die Strahlung im Messarm auf die betreffenden Bereiche fokussierende Linsensystem z.B. 17 kann bei gewissen Anwendungen weggelassen werden. Es kann z.B. für die Augenlängenmessung die Fokussierung des Messstrahls von der Brechkraft des Auges übernommen werden.

10 Der optische Laufzeitunterschied bzw. die optischen Laufzeitunterschiede der im Referenzarm angeordneten Reflektoren werden immer so eingestellt, wie sie einem zu erwartenden ungefähren Messergebnis entsprechen würden. D.h. durch die Messung wird somit immer nur die Abweichung von einem zu erwartenden Messergebnis ermittelt. Da diese Abweichungen immer bedeutend kleiner sind, als wenn der gesamte Weg
15 (Abstand, Dicke, ...) ausgemessen werden muss, kann mit einer bedeutend kleineren und damit rascheren Weglängenvariation (Laufzeitänderung) im Referenzarm gearbeitet werden. D.h. zeitlich gesehen, fallen die beiden Interferenzen sehr schnell hintereinander an; sie können sogar gleichzeitig erfolgen. Da bei Abständen, Dickenmessungen, ... beim Stand der Technik immer zwei zeitlich gestaffelte Messungen vorzunehmen
20 waren, liegt nun bei der Erfindung das Messergebnis derart schnell vor, dass Ortsverschiebungen des auszumessenden Gegenstands die Messgenauigkeit nur unwesentlich beeinflussen.

Der gerade geschilderte Vorteil ist bei einer Augenlängenmessung an den Augen von Kindern, welche in der Regel nur schwer still zu stellen sind, von grossem Nutzen.
25

Ist eine Zuordnung der auftretenden Interferenzen zu den betreffenden reflektierenden Flächen gewünscht, so können anstelle eines einzigen Photodetektors zwei, jeder für eine Polarisationsrichtung, verwendet werden. Es wird dann die Strahlung der einen Polarisationsrichtung mittels eines polarisierenden Strahlteilers auf den einen
30 Photodetektor und die Strahlung der anderen Polarisationsrichtung auf den anderen Photodetektor geleitet.

Die Strahlungsreflexion kann nun an bzw. in einem der Bereiche unterschiedlich hoch sein; auch können Reflexionen von Bereichen innerhalb eines Gegenstands, deren Abstand man bestimmen möchte oder sofern es sich um Schichten handelt, deren

- 25 -

Dicke man ermitteln möchte, unterschiedlich sein. Um nun die reflektierte Intensität in einem gewissen Rahmen anpassen zu können, können $\lambda/2$ - bzw. $\lambda/4$ Platten im Quellenstrahl und im Referenzstrahl angeordnet werden. Man kann nun die jeweilige Platte derart verstellen, dass in dem Strahl, dessen Strahlung schwach reflektiert wird, mehr
5 Intensität eingekoppelt wird.

Die Weglängenänderung im Referenzarm beaufschlagt die Strahlungsfrequenz des Referenzstrahls mit einer Dopplerfrequenz f_{Doppler} gemäss der Beziehung

$$10 \quad f_{\text{Doppler}} = \frac{2 \cdot f_0 \cdot v_{\text{scan}}}{c},$$

wobei f_0 die Strahlungsfrequenz der Strahlungsquelle, v_{scan} die Weglängenänderungsgeschwindigkeit und c die Lichtgeschwindigkeit ist. (Mit der in der WO96/35100
15 beschriebenen Weglängenvariationseinheit ist die Dopplerfrequenz f_{Doppler} annähernd konstant.) Diese Dopplerfrequenz weist auch das mit dem Photodetektor detektierte Interferenzsignal auf. Das vom Detektor erhaltene elektrische Signal kann somit mit einem elektronischen Bandpassfilter von der restlichen detektierten Strahlung getrennt werden. Hierdurch verbessert sich das Signal/Rauschverhältnis erheblich.

20 Die Eichung der oben beschriebenen Vorrichtungen kann dadurch erfolgen, dass in den Referenzarm die Strahlung einer hochkohärenten Strahlungsquelle (z.B. ein distributed feedback Laser) mit einem (nicht dargestellten) Strahlteiler eingekoppelt wird. Die eingekoppelte Strahlung interferiert dann mit einem Strahlungsteil, der an einem beliebigen Ort zwischen diesem Strahlteiler und dem Weglängenvariator an einem
25 feststehenden Reflektor reflektiert wird. Die Kohärenz der hochkohärenten Strahlungsquelle ist grösser als die Wegvariationslänge des Variators. Über den Detektoren (oder auf einem separat hierfür eingerichteten Detektor) läuft dann ein Interferenzstreifenmuster. Der Abstand jeweils zweier Interferenzstreifen entspricht dann jeweils einer halben Wellenlänge. Durch ein (automatisches) Auszählen dieser Streifen ist eine Wegeichung
30 des Weglängenvariators möglich. Da die hochkohärente Strahlung nicht auf das Auge des Patienten gelangen kann, kann deren Strahlungsleistung relativ hoch sein, so dass diese Detektion unkritisch ist. Die Wellenlänge der hochkohärenten Strahlung kann (muss es aber nicht) die gleiche Wellenlänge wie die für die Augenmessung verwendete kurzkohärente Strahlung haben.

Die mit den oben beschriebenen erfindungsgemässen Vorrichtungen ermittelten Dicken der Hornhaut können vorzugsweise in eine Beratung von Patienten einfließen, bei denen eine refraktive Chirurgie mit LASIK (Laser-assisted in situ Keratomileusis) vorgenommen werden soll, in dem eine individuelle Berechnung eines Unterschieds zur kritischen Hornhautdicke mit Blick auf die aktuelle Hornhautdicke erfolgt. Hierzu wird man vorzugsweise die nachfolgenden neuen Schritte vornehmen:

1. Es wird eine präoperative zentrale Hornhautdicke d_z mit einer der Vorrichtungen ermittelt.
2. Von der ermittelten Hornhautdicke d_z wird die bei LASIK übliche mittlere Flapdicke d_f von typischerweise 160 μm (einstellbar) abgezogen.
3. Es wird ein (maximal möglicher) Pupillendurchmesser ermittelt, während dem das Auge typischen nächtlichen Lichtintensitätsbedingungen ausgesetzt ist. Der "nächtliche Pupillendurchmesser" kann durch Abdunkeln des Untersuchungsraums mit einer an die erfindungsgemässen Vorrichtungen bzw. deren Ausführungsvarianten angeschlossenen TV-Kamera ausgemessen werden. Eine derartige Kamera kann z.B. im Detektorarm via Strahlteiler mit einem entsprechenden Linsensystem angedockt werden. Die Messung des Pupillendurchmessers ist optional. Für eine Beratung können auch Standardwerte verwendet werden.
4. Es wird nun ein optimaler Ablationsdurchmesser S auf der Hornhaut festgelegt, der grösser sein muss als der nächtliche Pupillendurchmesser, um nach der Ablation Haloerscheinungen zu vermeiden.
5. Die mit LASIK zu erreichende Korrektur in Dioptrien ist aus vorgängigen Messungen (z.B. durch Kenntnis der Brechkraft einer bereits verwendeten Brille oder Kontaktlinse, welche der Patient bereits besitzt) bekannt.
6. Gemäss der Formel $t_0 = - (S^2 D)/3$ wird die für die gewünschte Korrektur notwendige zentrale Abtragungstiefe t_0 [in Mikrometer] für die gewünschte Korrektur berechnet, wobei S der optimale Ablationsdurchmesser in Millimeter und D die gewünschte Dioptrienänderung infolge der Ablation ist.
7. Es wird jetzt die zentrale stromale Restdicke $d_s = d_z - d_f - t_0$ berechnet, welche nach der LASIK-Operation erhalten werden würde.
8. Es wird abgeklärt, ob die Restdicke d_s über einer kritischen zentralen stromalen Restdicke d_k liegt. Eine mögliche Definition für die kritische zentrale stromale

Restdicke d_k ist beispielsweise $d_k = a \cdot d_z - b$, wobei $a = 0,58$ und $b = 30 \mu\text{m}$ als Standardwerte angenommen werden.

9. Ist nun d_s grösser als d_k kann eine LASIK-Operation empfohlen werden.

Die oben angeführten Verarbeitungsschritte können selbstverständlich über einen Rechner automatisiert werden.

Das Vorgehen bei einer Hyperopiekorrektur erfolgt analog. Die Hornhautdicke muss dann jedoch peripher an der Stelle der maximalen Abtragung gemessen werden; die unter Punkt 6 angegebene Formel ist dann entsprechend zu ersetzen.

Den oben angeführten Dicken- und Profilmessungen am Auge kann eine Bestimmung dessen Brechkraftverteilung hinzugefügt werden. Um dies zu erreichen, wird die Linse 162 in Figur 11 durch ein (nicht dargestelltes) Linsenarray mit $p \times q$ Linsen ersetzt. Hierdurch wird die von der Strahlungsquelle 149 kommende Strahlung in $p \times q$ getrennte (nicht dargestellte) Teilstrahlen auf das Auge abgebildet. Das Linsenarray ist auf das Auge zu- bzw. von diesem wegbewegbar. Es wird nun in eine derartige Position gebracht, dass eine Fokussierung wenigstens teilweise auf der Retina erfolgt. An einem Ort zwischen der Augenoberfläche und der Linse 170 wird nun ein weiterer Strahlteiler eingesetzt und die Retina mit einer TV-Kamera betrachtet. Falls nun die örtliche Verteilung der Lichtpunkte auf der Retina von der durch das Linsenarray erzeugten Punktverteilung abweicht, ist die Brechkraftverteilung oder die Abbildungseigenschaft des Auges nicht ideal, d.h. das Auge bildet eine auf die Cornea auftreffende ebene Wellenfront nicht optimal ab. Diese Abweichung (z.B. sphärische Aberration, Koma usw.) kann dann auf einem Monitor dargestellt werden.

Bekannte Tonometer (Augendruckmessgeräte) haben den Nachteil, dass sie den intraokularen Druck nur indirekt messen können. Die Messung erfolgt beispielsweise über eine Kraft, welche notwendig ist, um eine Hornhautoberfläche auf einer vorgegebenen Fläche abzuflachen (Applanationstonometer). Die "abflachende" Kraft ist aber abhängig von der Hornhautdicke und der Krümmung der Hornhaut. Die bekannten Tonometer gehen von einer standardisierten Hornhautnormaldicke und -normalkrümmung aus. Bei einer Abweichung der Hornhaut von den Standardwerten stimmt dann ein derart ermittelter Augeninnendruck nicht mit dem tatsächlichen überein. Je dicker oder je stärker die Hornhaut gekrümmt ist, desto stärker weicht der bekanntermassen ermittelte Innendruck vom tatsächlichen nach oben ab. Das kann dazu führen, dass wegen vermeintlich zu hohem Augendruck Medikamente zur Augendrucksenkung verabreicht

werden, welche nicht nötig bzw. sogar schädlich sind. Diese Fehlmessung bzw. Fehlinterpretation kann jedoch auch dazu führen, dass beispielsweise ein Glaukom erst verspätet diagnostiziert wird.

5 Er wird nun vorgeschlagen, die erfindungsgemässe Vorrichtung mit einem Tonometer zu kombinieren. Der mit einem bekannten Tonometer gemessene ("falsche") Augeninnendruck wird rechnerisch unter Verwendung der mit der erfindungsgemässen Vorrichtung ermittelten Hornhautkrümmung und der Hornhautdicke korrigiert. Die Korrektur kann durch eine Eingabe der Werte in einen Rechner erfolgen oder automatisch durch eine elektronische Verknüpfung der beiden Geräte.

10 Die erfindungsgemässen Vorrichtungen, ihre Ausführungsvarianten sowie ihre Messgeräte können vernetzt werden, wodurch auch eine Aufbereitung und Abspeicherung von Daten auch an entfernten Orten vorgenommen und mit anderen Daten verglichen werden kann.

15 Die erfindungsgemässe Vorrichtung dient wie bereits oben teilweise erwähnt zur ophthalmologischen Messung

- der Corneadicke, des Corneadickenprofils, des Corneavorder- sowie -rückseitenprofils;
- der Vorderkammertiefe, des Vorderkammertiefenprofils,
- der Linsendicke, des Linsendickenprofils, des Linsenvorder- sowie -rückseitenprofils,
- 20 ➤ der Glaskörpertiefe, des Glaskörperprofils,
- der Retinaschichtdicke, des Retinaoberflächenprofils,
- der Epitheliumdicke, des Epitheliumprofils, des Epitheliumvorder- und -rückflächenprofils,
- 25 ➤ der cornealen Flapdicke, des Flapdickenprofils, des Flapvorder- und -rückseitenprofils, der Flapposition,
- der cornealen Stromadicke, des Stromaprofils, des Stromavorder- und -rückflächenprofils.

30 Weitere Messungen können bei postoperativen Nachuntersuchungen nach refraktiver Chirurgie vorgenommen werden.

Patentansprüche

1. Ophthalmologischer Untersuchungs- und/oder Behandlungsplatz, **gekennzeichnet durch** einen modularen Aufbau mit einer Beleuchtungseinheit (305), einer Beobachtungseinheit (325a/b, 326a/b, 315; 322, 323), einer optischen Messanordnung (312, 311, 309, 313) mit wenigstens einer ersten optischen Faser (309) und einem ersten Kollimator (310b), mit dem Strahlung dieser Faser (309) in eine erste Freiraumstrahlung (312) umformbar ist, einer Auswerteeinheit (317) und einem unmittelbar vor dem Patientenauge (301) positionierbaren Patientenmodul (303), welches wenigstens ein zweites Faserkopplungsteil für eine zweite, ein entsprechendes Kopplungsgegenstück (302) aufweisende optische Faser (304) zur lösbaren Verbindung mit der örtlich entfernten Beleuchtungseinheit (305) und wenigstens ein erstes Faserkopplungsteil (311) zur lösbaren Ankopplung der zur Messanordnung gehörenden ersten Faser (309) mit einem entsprechenden Kopplungsgegenstück hat, sowie wenigstens einen zweiten Kollimator (310a) hat, mit dem die Strahlung der wenigstens einen zweiten Faser (304) in eine zweite Freiraumstrahlung (307) umwandelbar ist, wobei die Kollimatoren (310a/b) im Patientenmodul (303) angeordnet sind, und die Messanordnung signalmässig mit der ebenfalls entfernt zum Patientenmodul (303) angeordneten Auswerteeinheit (317) verbunden ist.
2. Untersuchungs- und/oder Behandlungsplatz nach Anspruch 1, **gekennzeichnet durch** ein am Patientenmodul (303) angeordnetes Anzeigeelement (315), welches über eine lösbare elektrische Signalleitung (316) mit der Auswerteeinheit (317) verbunden ist.
3. Untersuchungs- und/oder Behandlungsplatz nach Anspruch 1 oder 2, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Beobachtungseinheit mit einem im Patientenmodul (303) angeordneten Okular (323) und einem Objektiv (322) zur Augenbetrachtung ausgebildet ist.

4. Untersuchungs- und/oder Behandlungsplatz nach Anspruch 1 oder 2, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Beobachtungseinheit ein Bildaufnahmeelement (CCD) (326a/b) und eine einen zu betrachtenden Augenbereich auf einem Bildaufnahmeelement (326a/b) abbildende Optikeinheit (325a/b) hat, wobei Bildaufnahmeelement (326a/b) und Optikeinheit (325a/b) im Patientenmodul (303) angeordnet sind und insbesondere Bildaufnahmeelement (326a/b) und Optikeinheit (325a/b) doppelt und gegeneinander distanziert ausgebildet sind, um eine Stereobetrachtung zu ermöglichen.
5. Ophthalmologischer Untersuchungs- und/oder Behandlungsplatz nach einem der Ansprüche 1 bis 4, **gekennzeichnet durch** eine Halteeinrichtung für das Patientenmodul, welche vorzugsweise als Ausrichteinheit zur Positionierung vor dem Patientenauge ausgebildet ist, sowie insbesondere eine geometrische Ausbildung des Patientenmoduls in der Grössenordnung eines Kontaktglases, um vor dem Patienten einen nur geringen Raumbereich zu beanspruchen, wobei vor allem der modulare Aufbau derart gewählt ist, dass er lediglich den Platz eines Gerätes beansprucht, aber erlaubt, die Funktionalität unterschiedlicher Einzelgeräte zu erreichen.
6. Ophthalmologischer Untersuchungs- und/oder Behandlungsplatz, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Messanordnung und/oder die Beobachtungseinheit mit einer, vorzugsweise computergestützten, Auswerteeinheit zur Auswertung von Messdaten verbunden ist und die Auswerteeinheit insbesondere über ein Daten-netz mit anderen, abrufbare Daten aufweisenden Datenspeichern verbunden ist, um die ermittelten und/oder ausgewerteten Daten mit den anderen Daten verarbeiten zu können.
7. Messanordnung, vorzugsweise als Teil eines ophthalmologischen Untersuchungs- und/oder Behandlungsplatzes, nach einem der Ansprüche 1 bis 6, mit einer "Mi-

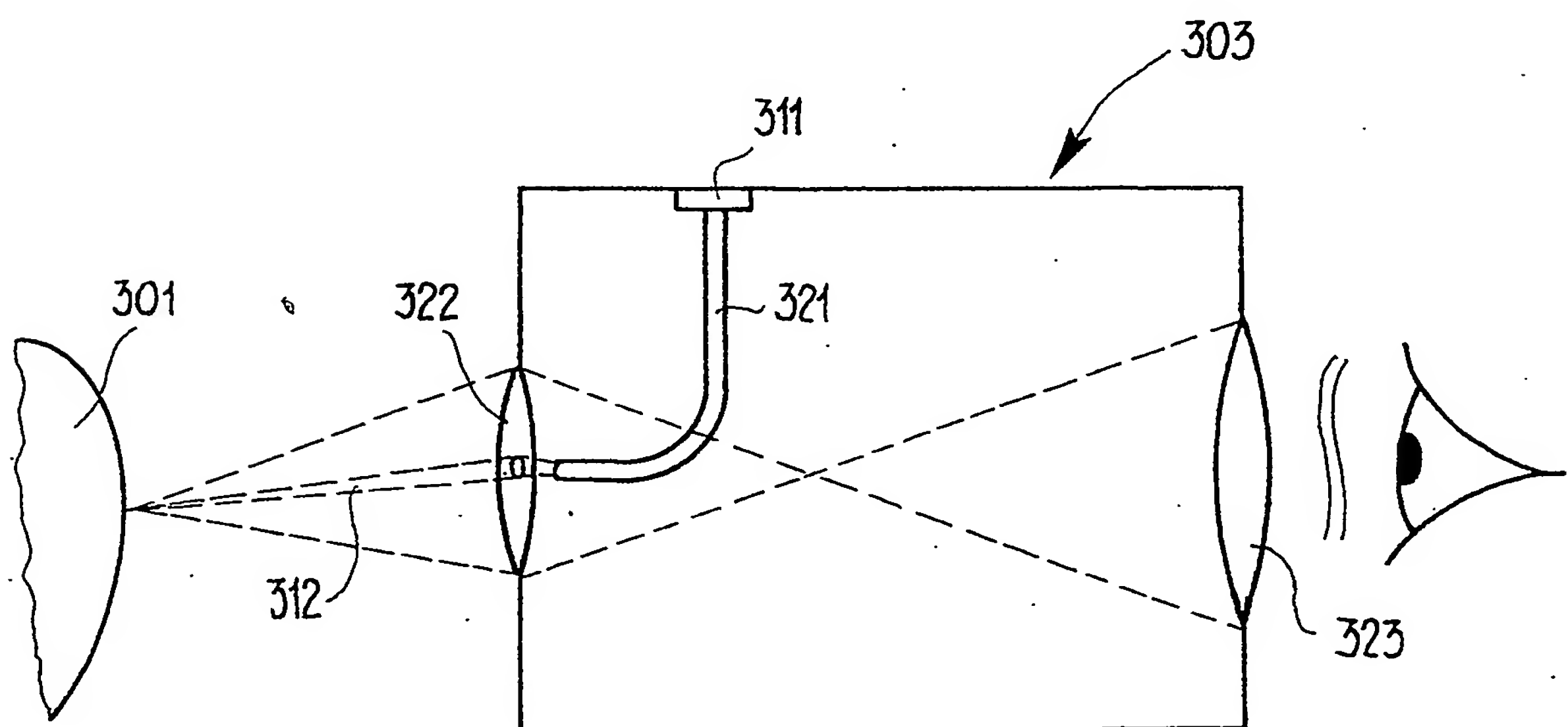
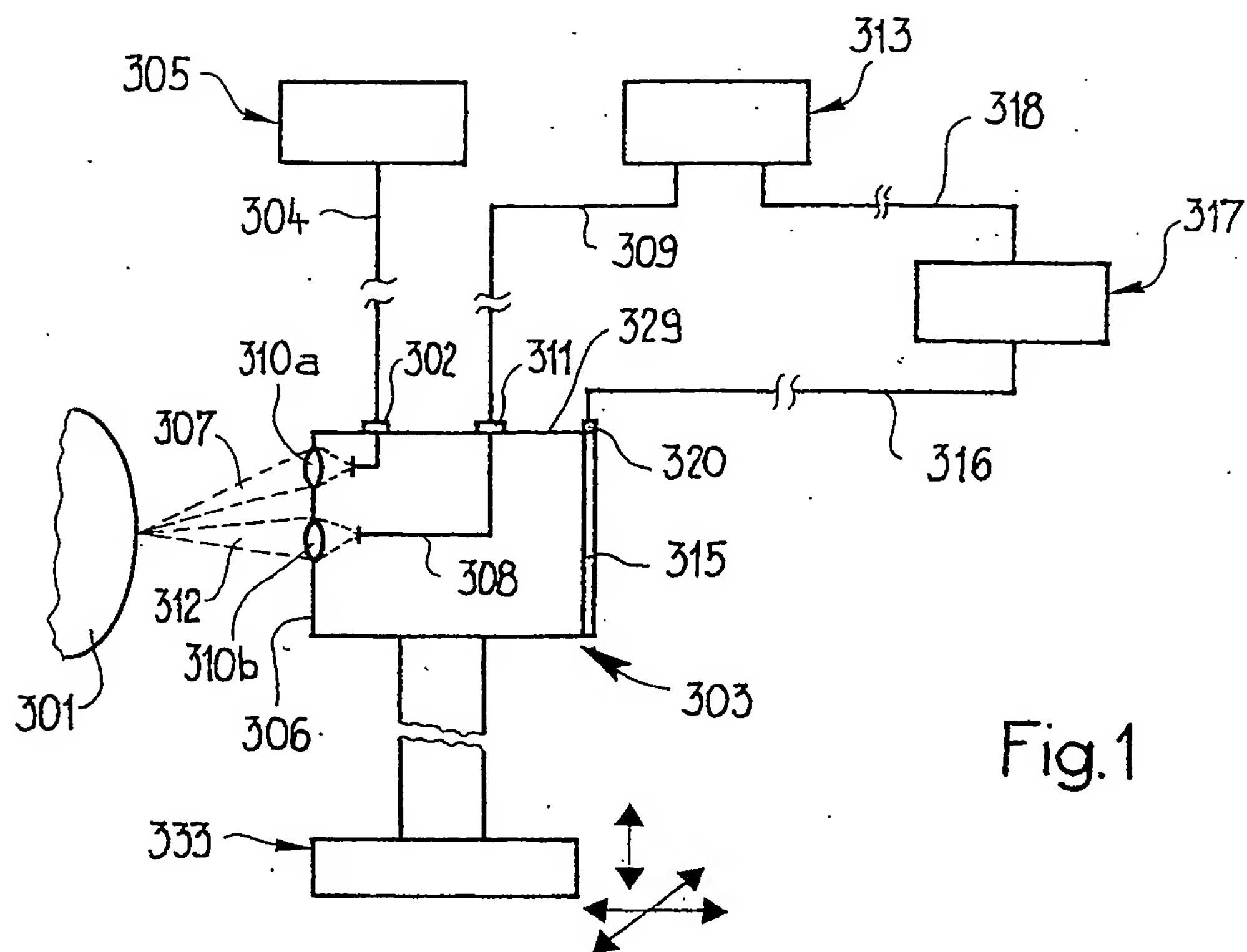
- chelson-Interferometer"-artigen, eine kurzkohärente Strahlungsquelle (9; 73; 92; 149; 191a-e) aufweisenden, optischen, im Wesentlichen faseroptisch aufgebauten Anordnung, deren Messarm (7; 72; 91; 157b) eine optische Faser und einen Kollimator hat, mit dem Strahlung dieser Faser in eine Freiraumstrahlung umformbar ist, welche auf ein Patientenauge als ein optisch transparenter und/oder diffusiver, reflektierender Gegenstand (1, 1', 1"; 147; 205) richtbar ist und deren Referenzarm (5; 67; 86a, 86b; 157a) eine Weglängenvariationseinheit (39; 55; 61; 71; 89; 161v) zur Laufzeitänderung hat, **dadurch gekennzeichnet**, dass im Referenzarm wenigstens zwei einen Laufzeitunterschied hervorrufende Reflektoren (31a, 31b; 49, 50; 57a, 57b; 69a, 69b; 87a, 87b; 161a-c; 161a-d) vorhanden sind und vorzugsweise die Faser im Messarm mittels einer Faserkupplung auftrennbar ausgebildet ist.
8. Messanordnung nach Anspruch 7, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Reflektoren (31a, 31b; 49, 50; 57a, 57b; 87a, 87b; 161a-c; 161a-d) derart ausgebildet sind, dass sie die auf sie fallende Strahlung in sich selbst reflektieren und vorzugsweise tiefenmässig gegeneinander versetzt und insbesondere miteinander bewegbar sind, um in bevorzugter Weise die Laufzeitänderung und den -unterschied zusammen zu erzeugen.
9. Messanordnung nach Anspruch 7 oder 8, **gekennzeichnet durch** ein optisches Element (35; 61) im Referenzarm (5), welches die Reflektoren (31a, 31b; 57a, 57b) nacheinander mit Messstrahlen belegt.
10. Verfahren zur selbsttätigen Messung optischer Eigenschaften wenigstens zweier voneinander distanzierter Bereiche (2a, 2b; 97a, 97b; 177a-d, 181a-d) mit einer Messanordnung nach einem der Ansprüche 7 bis 9 an einem transparenten und/oder diffusiven Gegenstand (1, 1', 1"; 147; 205), insbesondere einem Patientenauge, mit einer Messzeit im Subsekundenbereich, wobei die von einer Strahlungsquelle (9; 73; 92; 149; 191a-e) ausgehende kurzkohärente Strahlung in eine Mess- und eine Referenzstrahlung aufgeteilt wird, die Messstrahlung die Bereiche

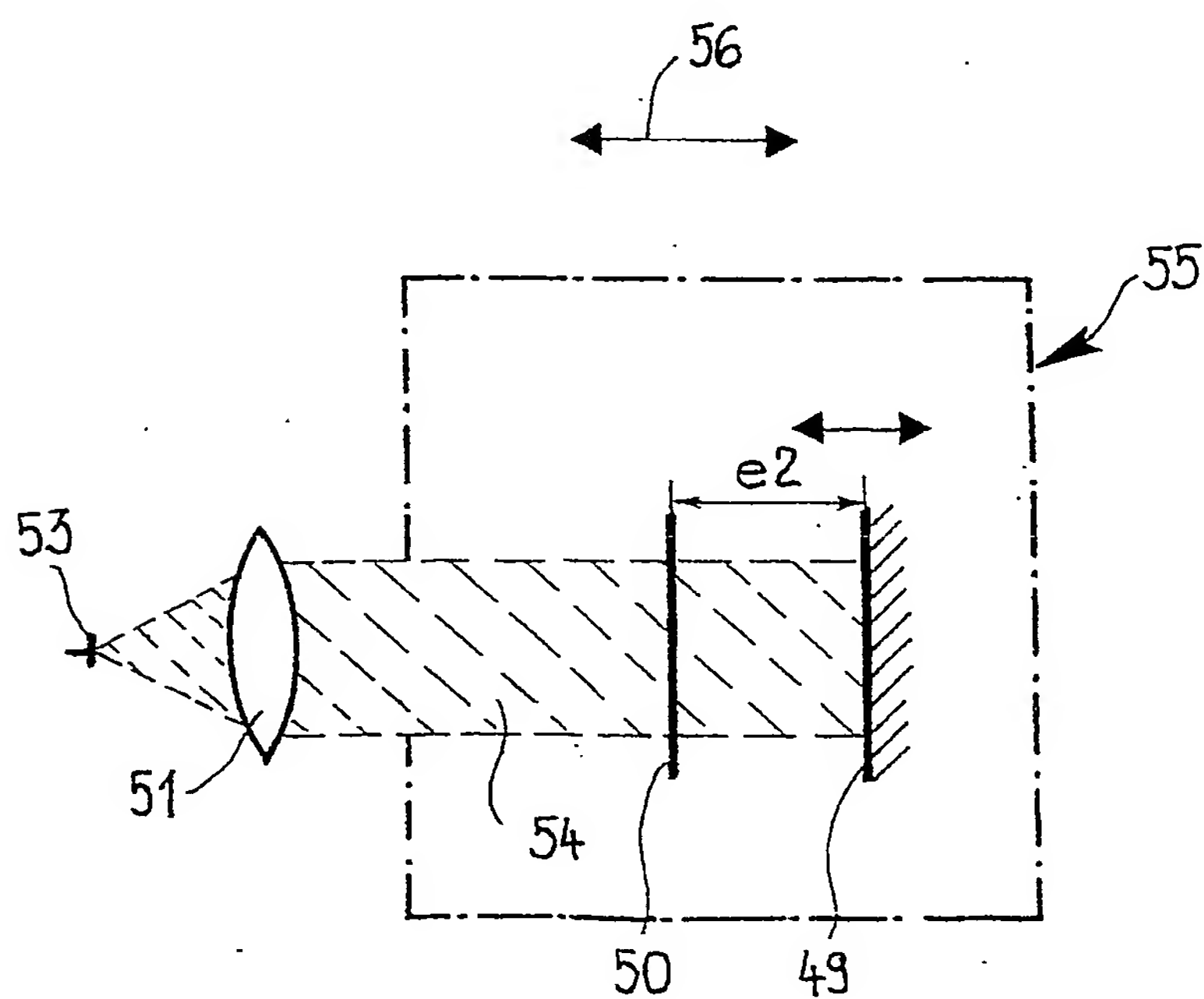
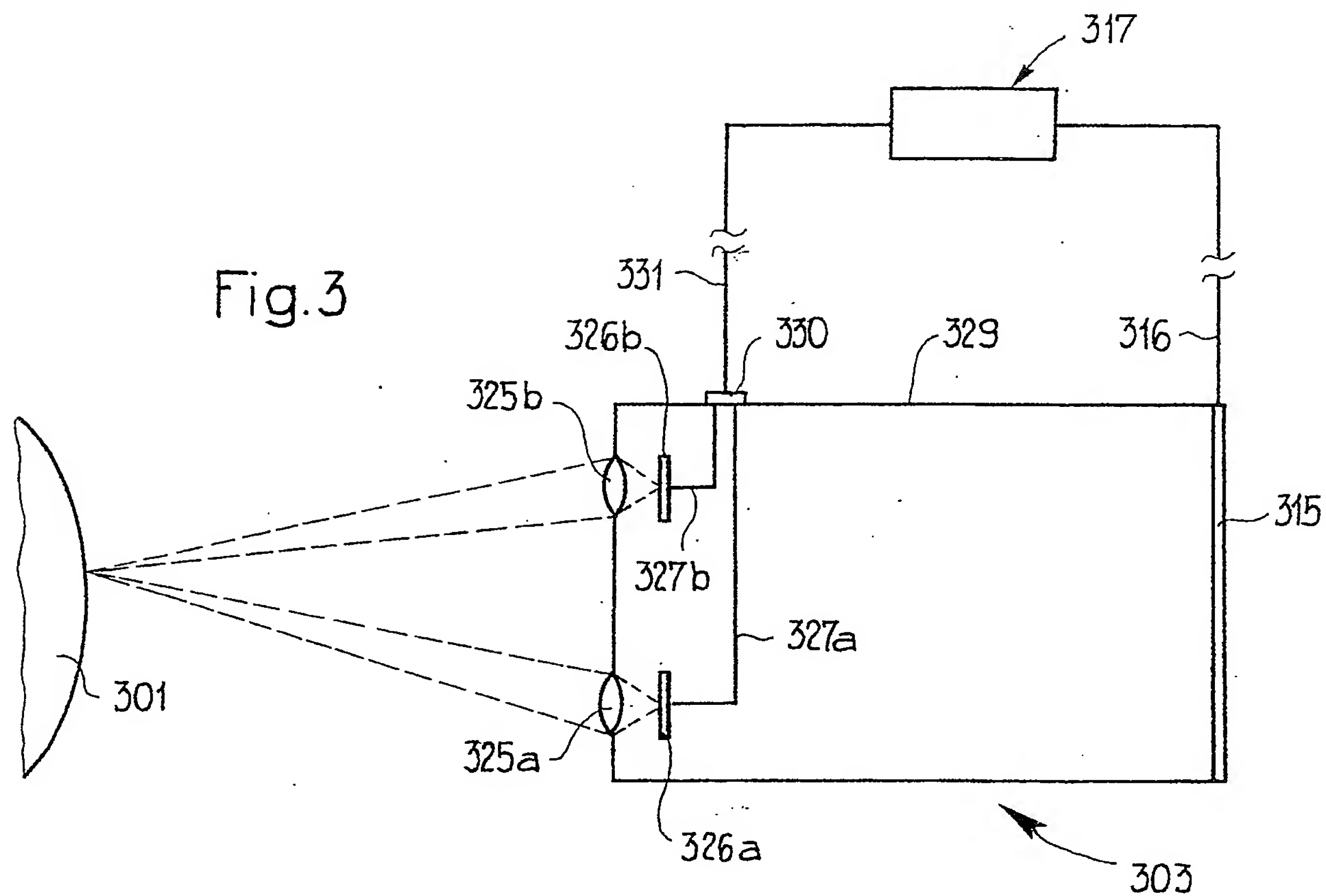
(2a, 2b; 97a, 97b; 177a-d, 181a-d) bestrahlt und der Referenzstrahlung eine Laufzeitänderung aufgeprägt wird, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Referenzstrahlung an wenigstens zwei einen Laufzeitunterschied hervorrufenden Reflektoren (31a, 31b; 49, 50; 57a, 57b; 69a, 69b; 87a, 87b; 161a-c; 161a-d) reflektiert sowie dann die reflektierte Referenzstrahlung interferierend mit der reflektierten Messstrahlung vereinigt und die vereinigte Strahlung detektiert und das detektierte Signal zur Distanzmessung ausgewertet wird.

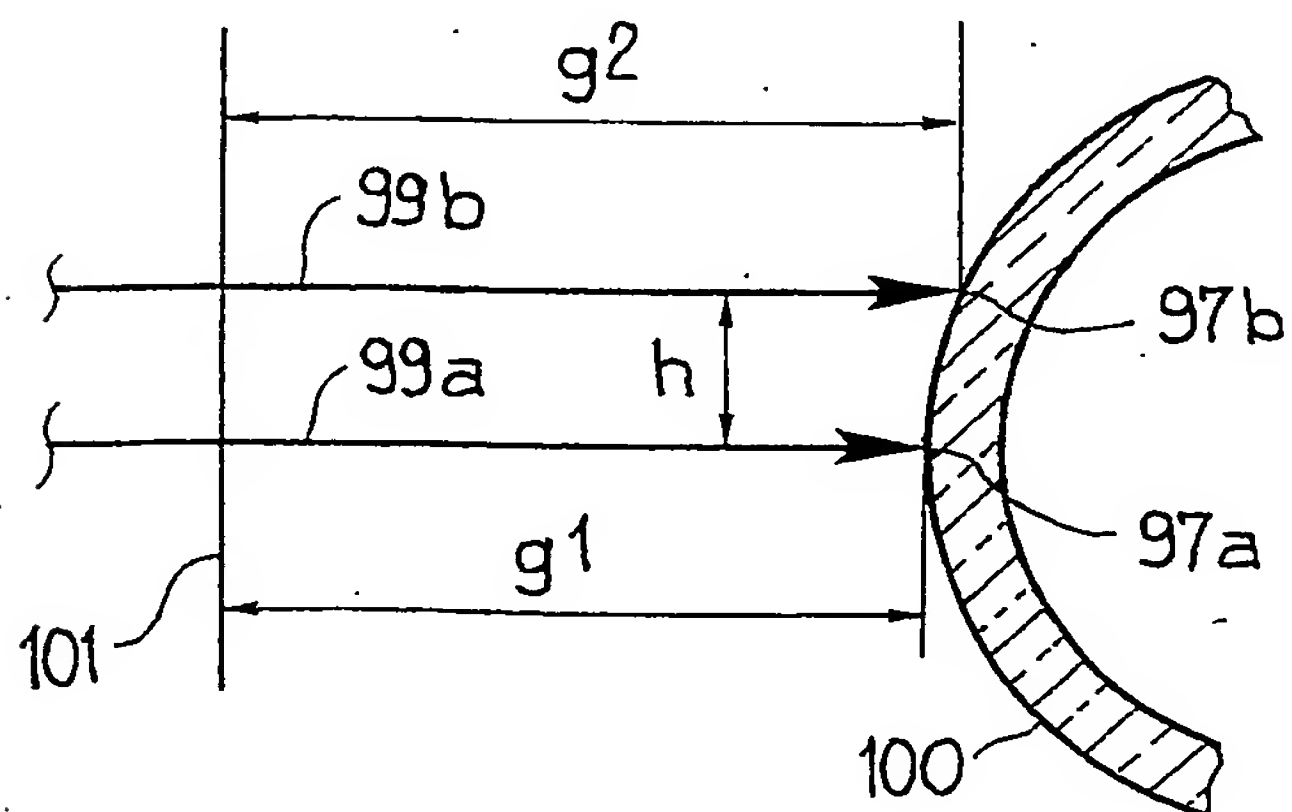
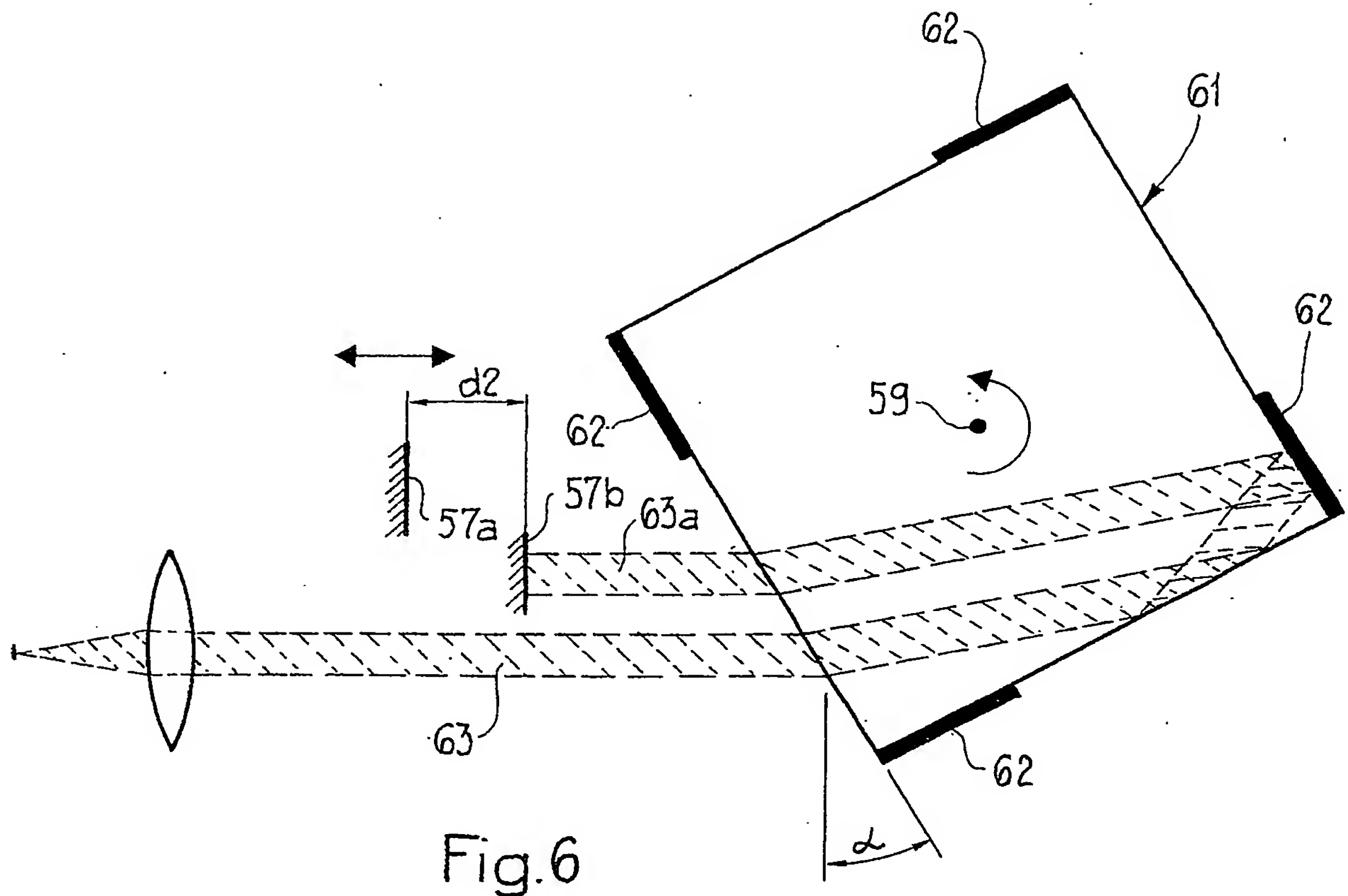
11. Verfahren nach Anspruch 10, **dadurch gekennzeichnet**, dass zur Erzeugung sowohl der Laufzeitänderung wie auch des Laufzeitunterschieds sich die Reflektoren (31a, 31b; 49, 50; 69a, 69b; 87a, 87b; 161a-c; 161a-d), vorzugsweise senkrecht zum Strahlungseinfall, insbesondere periodisch, bewegen und vor allem zeitlich nacheinander bestrahlt werden.

12. Verfahren nach Anspruch 10 oder 11, **dadurch gekennzeichnet**, dass der Referenzstrahl seitlich, vorzugsweise periodisch, abgelenkt wird, um zeitlich nacheinander auf die Reflektoren zu treffen.

13. Verfahren nach einem der Ansprüche 10 bis 12, **dadurch gekennzeichnet**, dass der Messstrahl in Strahlungsteile aufgeteilt wird, welche auf die Bereiche (2a, 2b; 97a, 97b; 177a-d, 181a-d) fokussiert werden, wobei vorzugsweise die Messstrahlen eine gemeinsame optische Achse haben.







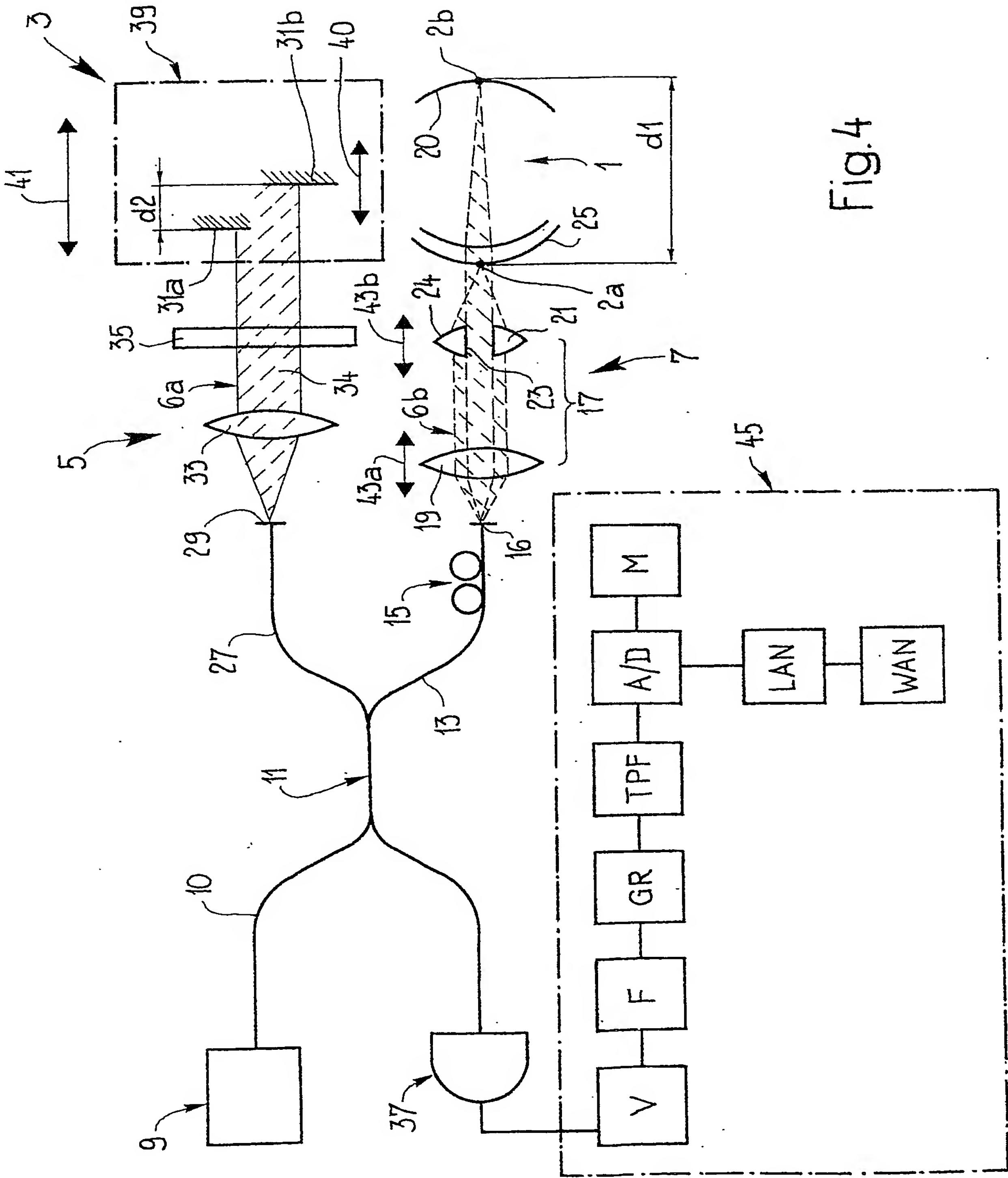
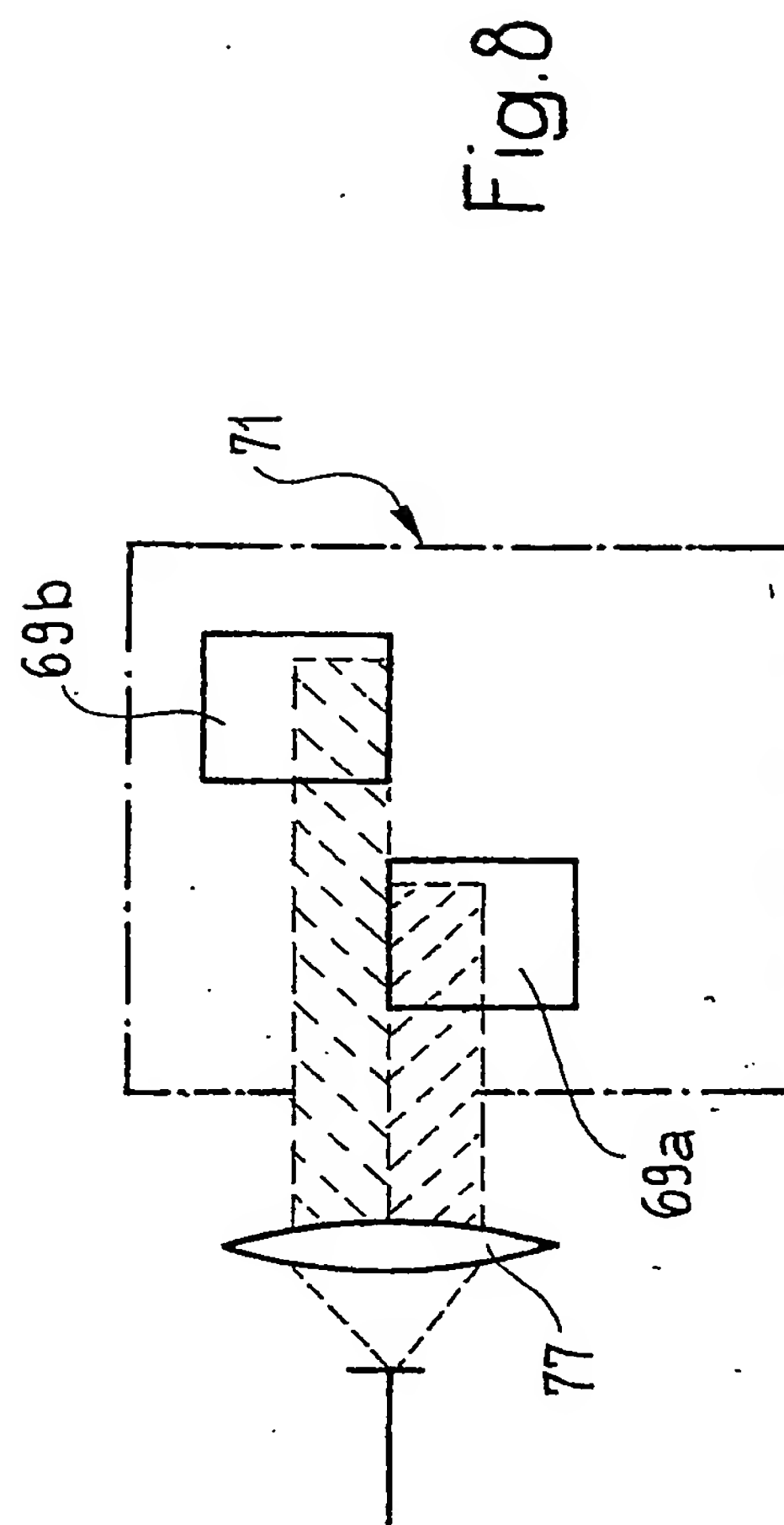
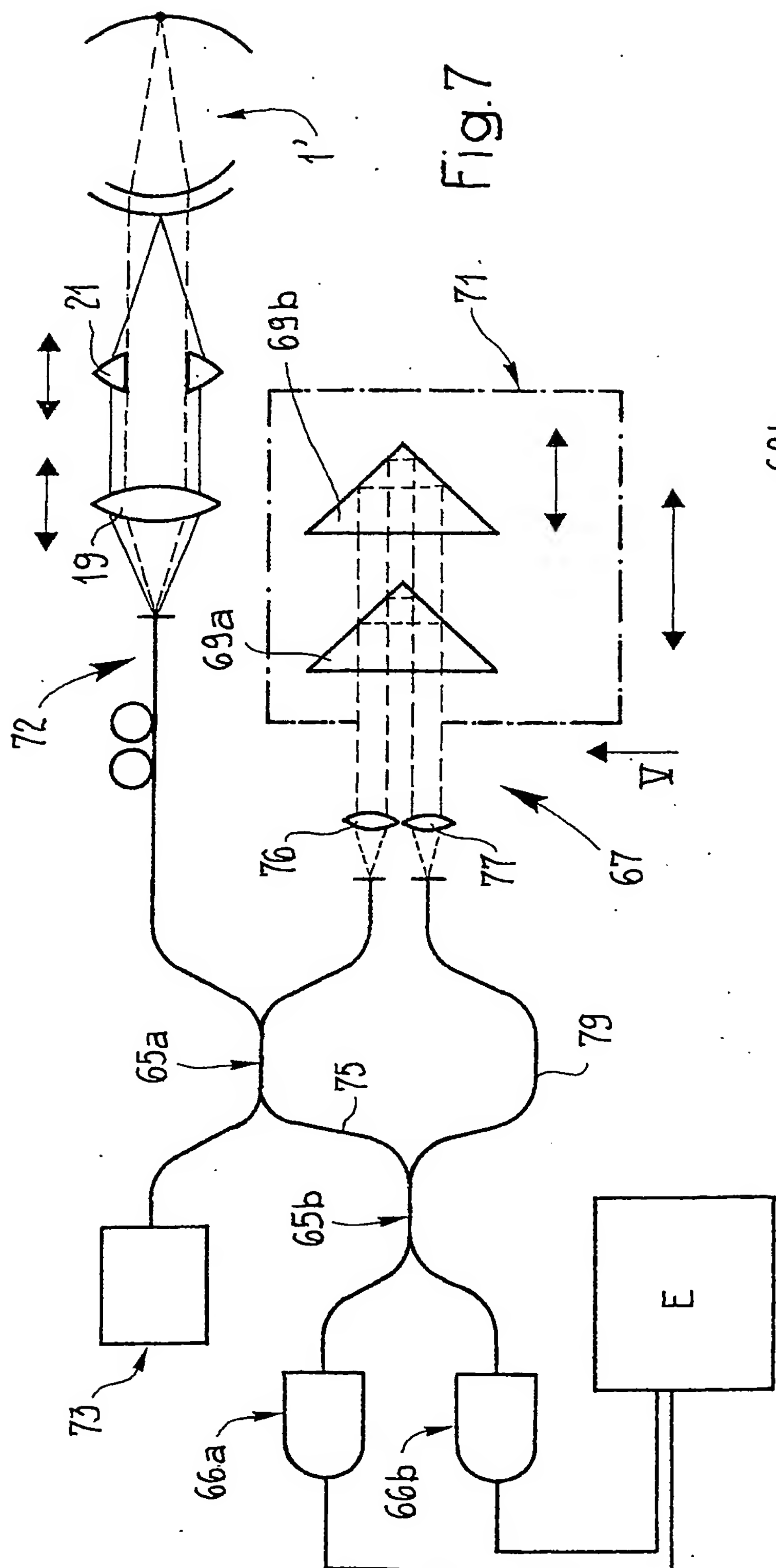


Fig.4



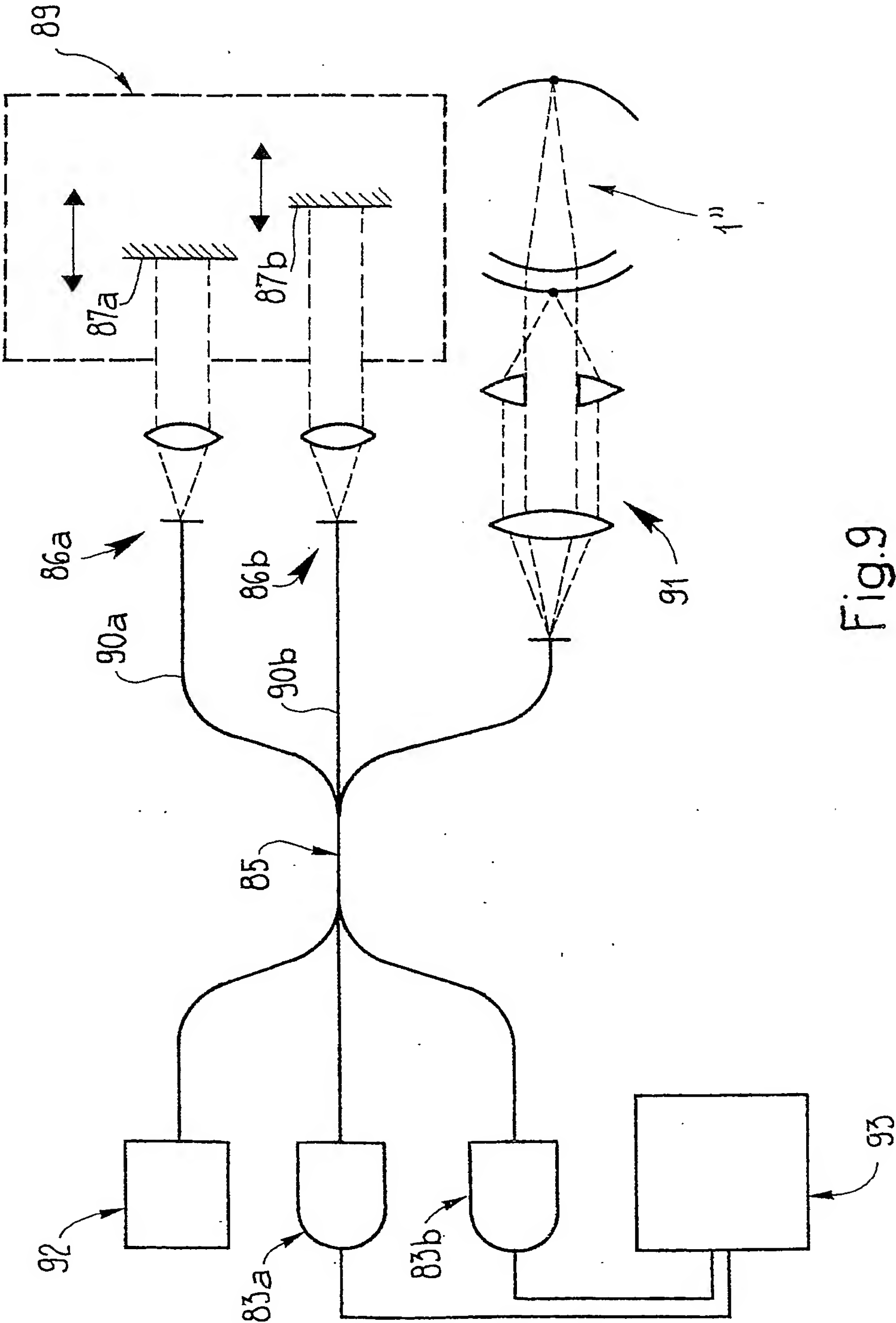


Fig.9

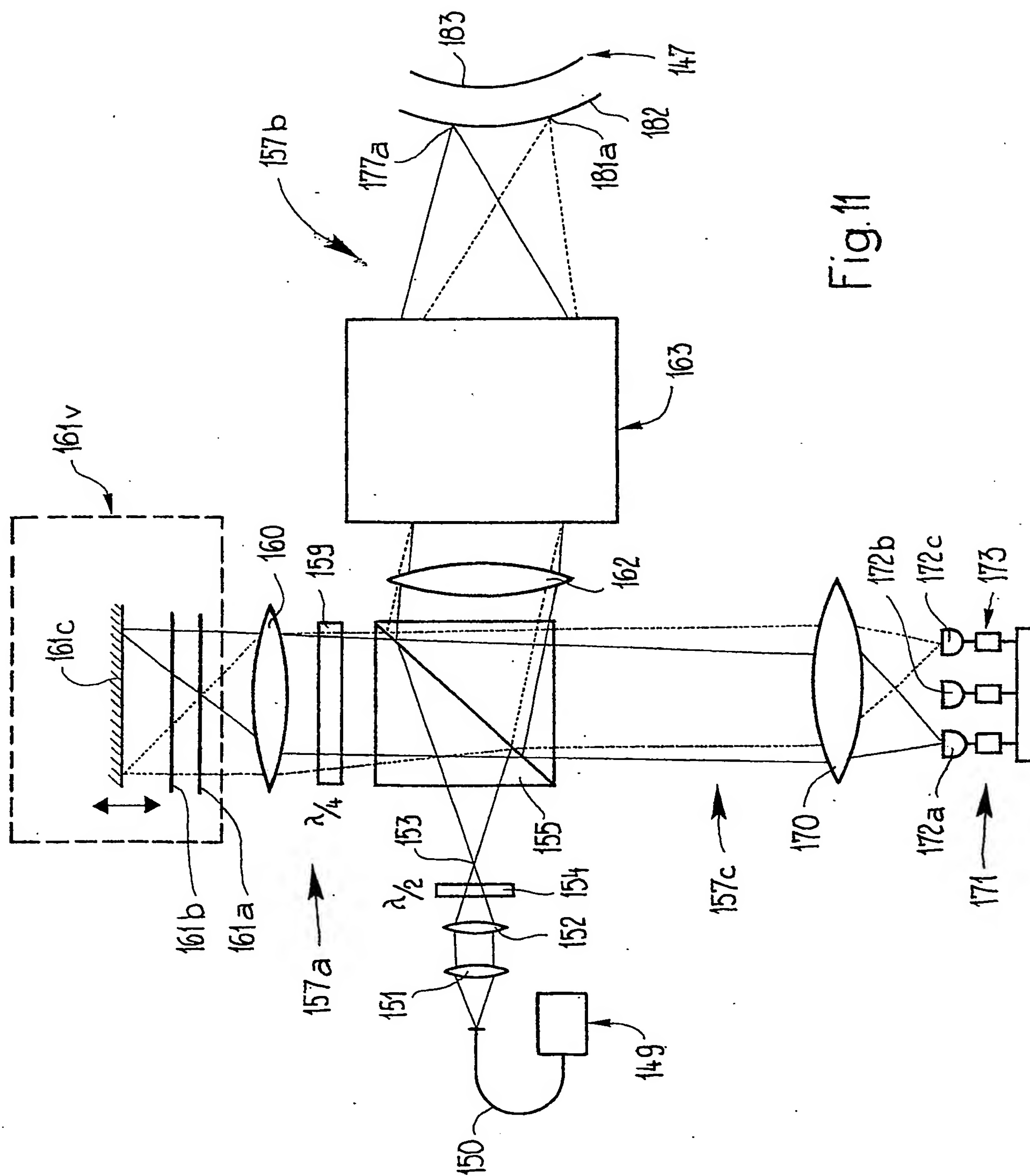


Fig. 11

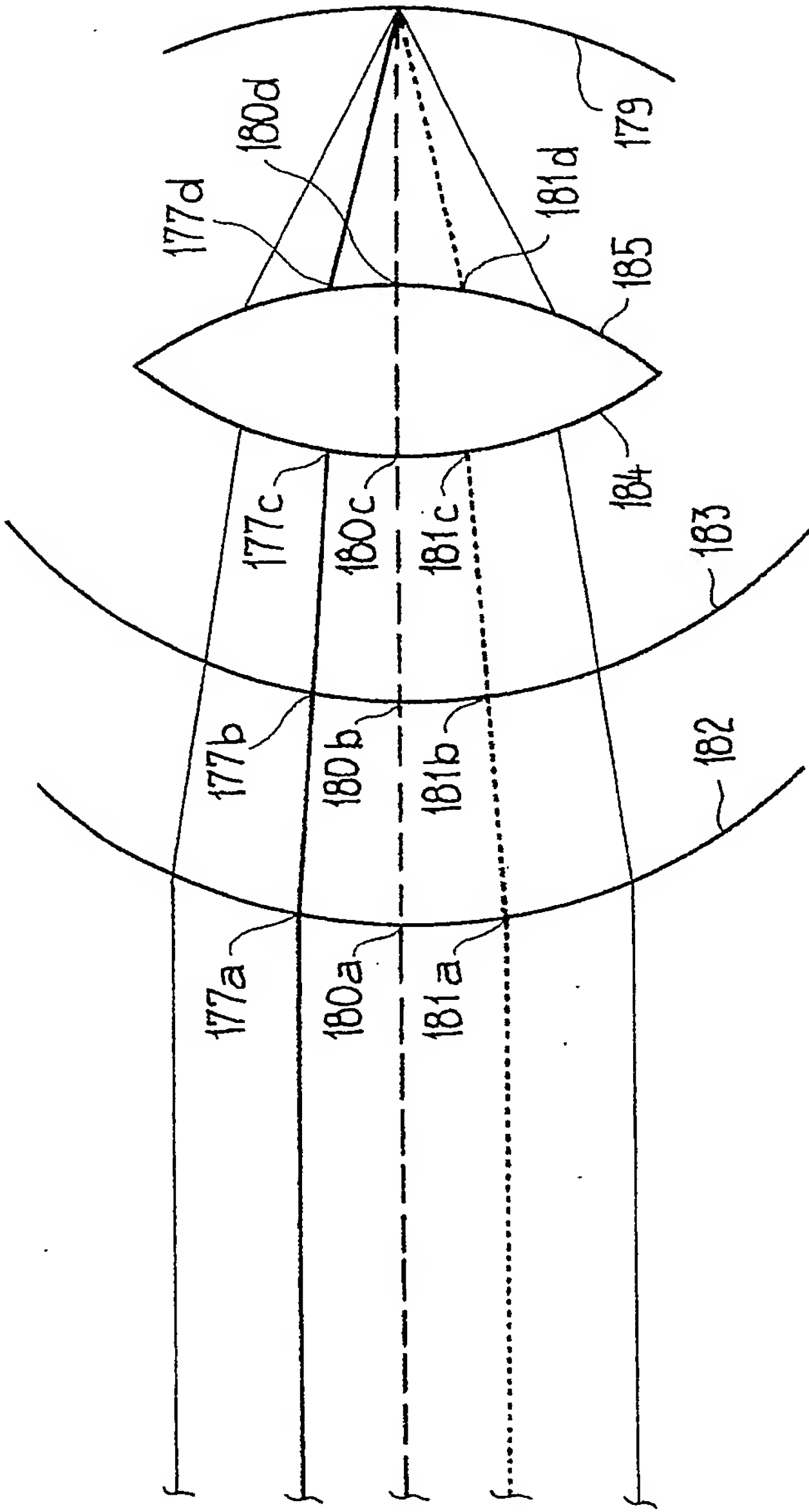
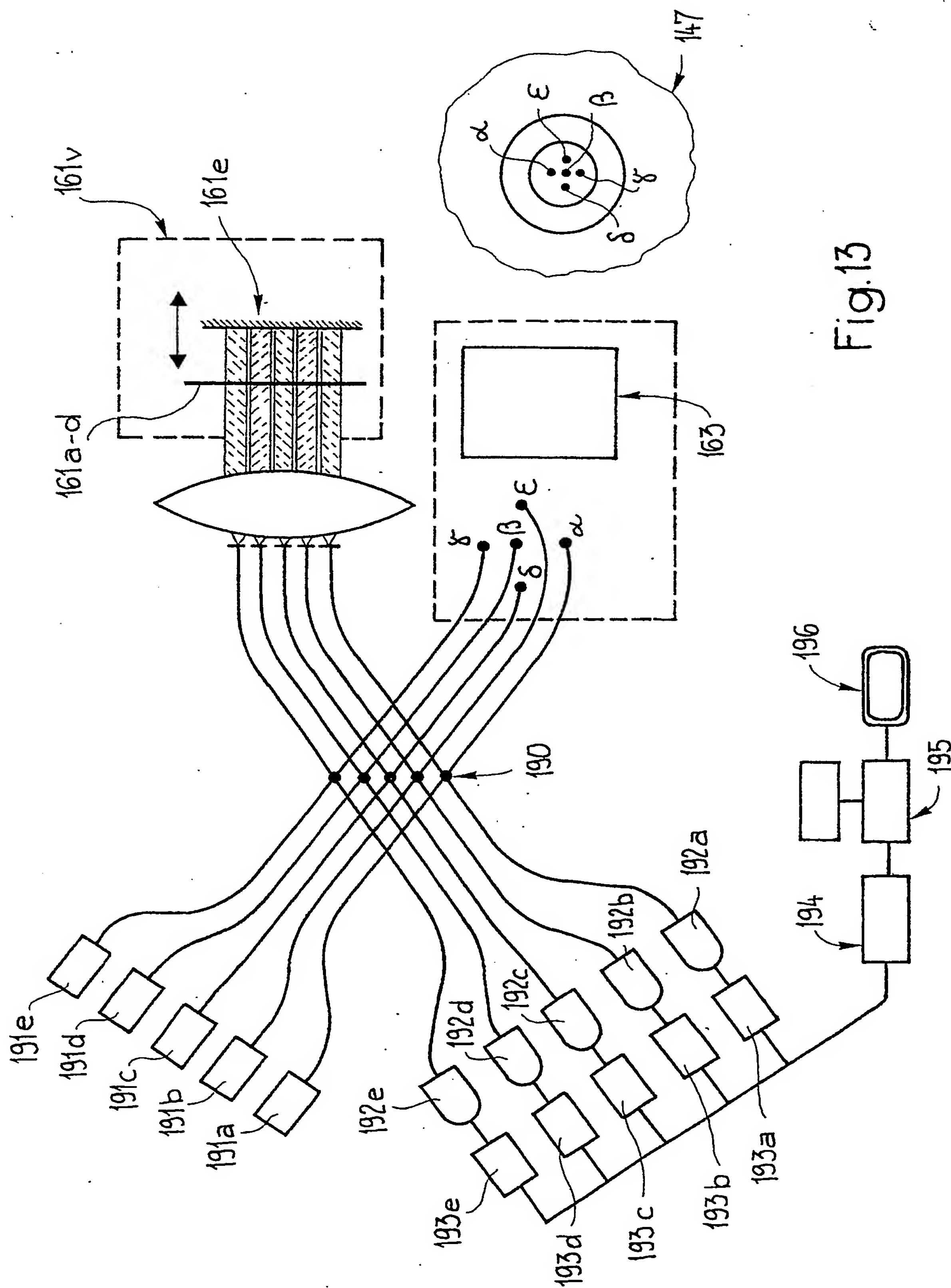


Fig.12



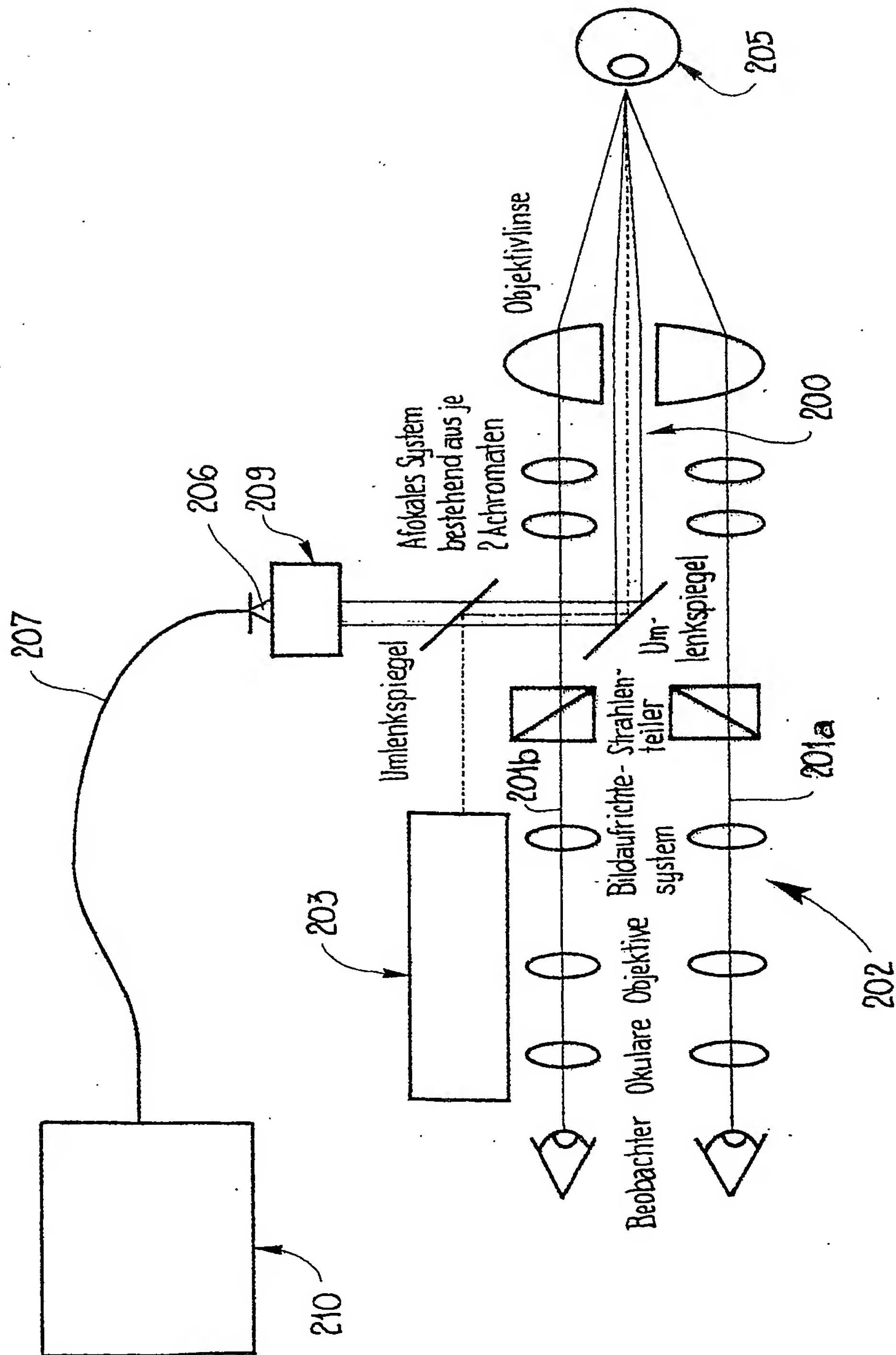


Fig.14

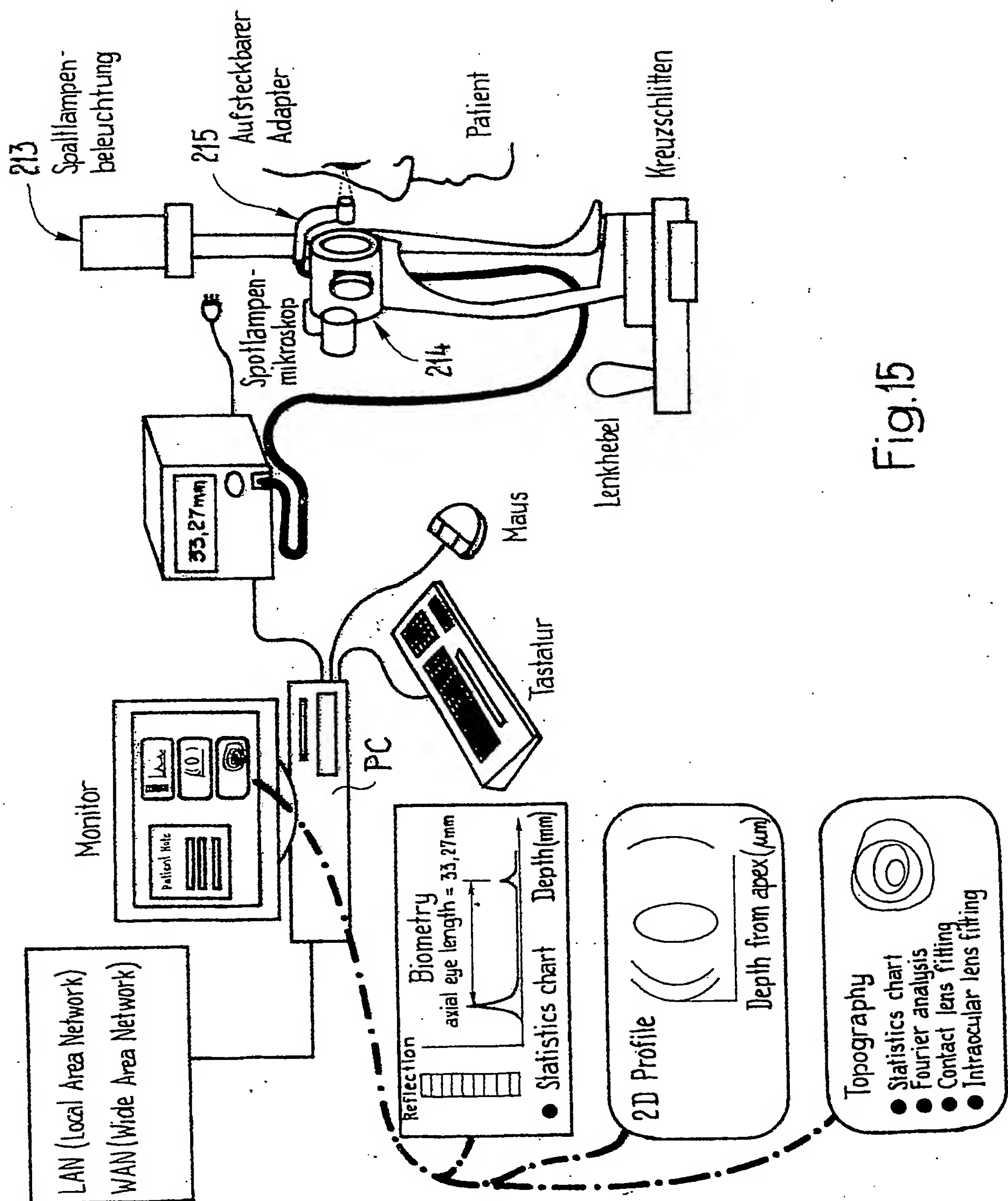


Fig.15

US PAGE BLANK (USPTO)

(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES
PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum
Internationales Büro



(43) Internationales Veröffentlichungsdatum
23. Oktober 2003 (23.10.2003)

PCT

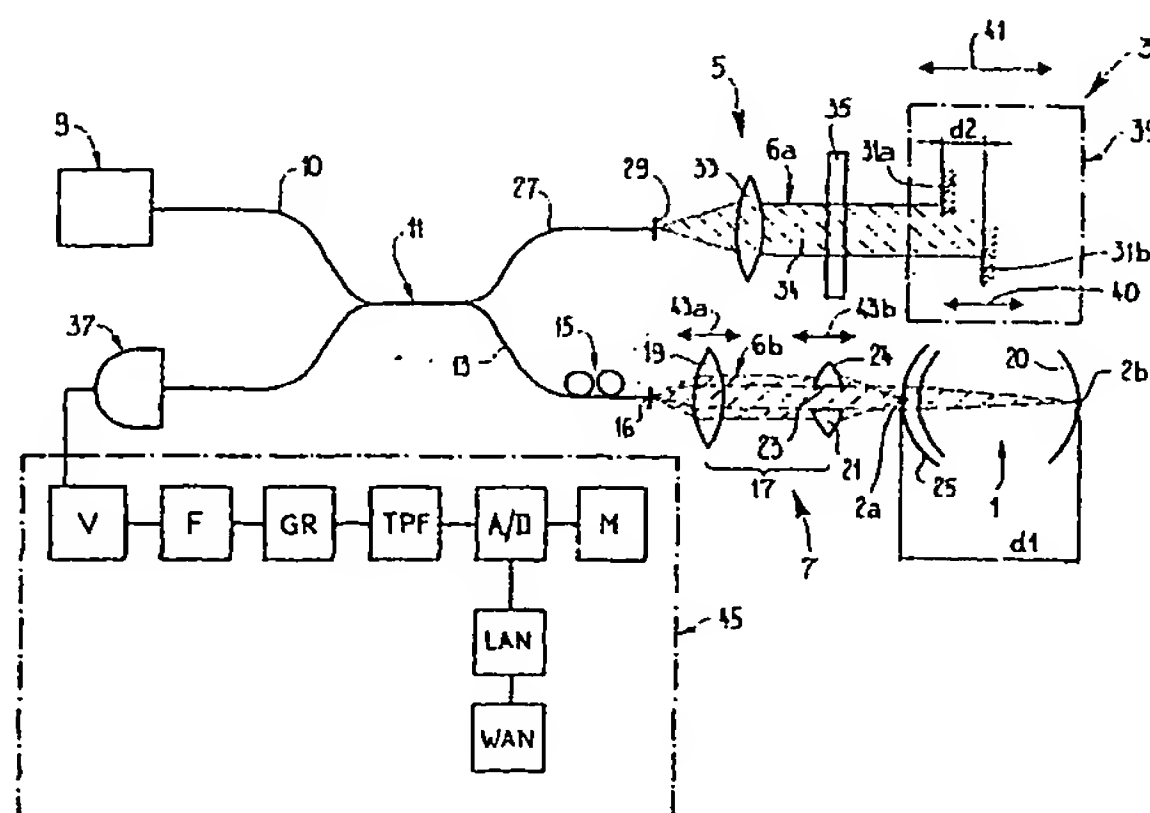
(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2003/086180 A3

- (51) Internationale Patentklassifikation⁷: A61B 3/10, G01B 9/02 (71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme von US): HAAG-STREIT AG [CH/CH]; Gartenstadtstrasse 10, CH-3098 Köniz (CH).
- (21) Internationales Aktenzeichen: PCT/CH2003/000257 (72) Erfinder; und (75) Erfinder/Anmelder (nur für US): WÄLTI, Rudolf [CH/CH]; Könizstrasse 194J, CH-3097 Liebefeld (CH).
- (22) Internationales Anmeldedatum: 17. April 2003 (17.04.2003) (74) Anwälte: ROSHARDT, Werner, A. usw.; Keller & Partner Patentanwälte AG, Schmiedenplatz 5, Postfach, CH-3000 Bern 7 (CH).
- (25) Einreichungssprache: Deutsch (81) Bestimmungsstaaten (national): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE,
- (26) Veröffentlichungssprache: Deutsch
- (30) Angaben zur Priorität: 653/02 18. April 2002 (18.04.2002) CH

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: MEASUREMENT OF OPTICAL PROPERTIES

(54) Bezeichnung: MESSUNG OPTISCHER EIGENSCHAFTEN



(57) Abstract: The invention relates to an ophthalmological examination and/or treatment station that comprises, in the form of modules, a lighting device, an observation device, an optical measuring system, an evaluation unit and a patient module which is positioned immediately in front of the patient's eye. The patient module can be optically linked with the locally remote lighting device and the likewise remote measuring system in a detachable manner. The measuring system forming part of the ophthalmological examination and/or treatment station comprises an optical system with a short-coherent radiation source (9) of the Michelson interferometer-type. An optically transparent and/or diffusive, reflecting object (1) can be introduced into the measuring arm (7) of said optical system and the reference arm (5) thereof has a wavelength variation unit (39) for modifying the runtime and at last two reflectors (31a, 31b) which produce a runtime difference. The measuring system is used to measure optical properties of at least two spaced-apart areas (2a, 2b) of the transparent and/or diffusive object (1) at a measuring time in the subsecond range. The inventive measuring system allows in vivo measurements of distances, thicknesses, surface characteristics etc. which comprise measurements at different locations of an object, in an optimum manner, i.e., with reduced measurement errors.

(57) Zusammenfassung: Der ophthalmologische Untersuchungs- und/oder Behandlungsplatz ist mit einer Beleuchtungseinheit, einer Beobachtungseinheit, einer optischen Messanordnung, einer Auswerteeinheit und einem unmittelbar vor dem Patientenauge positionierbaren Patientenmodul modular aufgebaut. Das Patientenmodul kann mit der örtlich entfernten Beleuchtungseinheit und der ebenfalls entfernten Messanordnung lösbar optisch verbunden werden. Die Messanordnung als Teil des ophthalmologischen Untersuchungs- und/oder

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

WO 2003/086180 A3



GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NI, NO, NZ, OM, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

(84) **Bestimmungsstaaten (regional):** ARIPO-Patent (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches Patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), europäisches Patent (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL,

PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI-Patent (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Veröffentlicht:

— mit internationalem Recherchenbericht

(88) Veröffentlichungsdatum des internationalen

Recherchenberichts:

26. Februar 2004

Zur Erklärung der Zweibuchstaben-Codes und der anderen Abkürzungen wird auf die Erklärungen ("Guidance Notes on Codes and Abbreviations") am Anfang jeder regulären Ausgabe der PCT-Gazette verwiesen.

Behandlungsplatzes hat eine "Michelson-Interferometer"-artige, eine kurzkohärente Strahlungsquelle (9) aufweisende optische Anordnung, in deren Messarm (7) ein optisch transparenter und/oder diffusiver, reflektierender Gegenstand (1) einbringbar ist und deren Referenzarm (5) eine Weglängenvariationseinheit (39) zur Laufzeitänderung und wenigstens zwei einen Laufzeitunterschied hervorrufende Reflektoren (31a, 31b) aufweist. Die Messanordnung dient zur Messung optischer Eigenschaften wenigstens zweier voneinander distanzierter Bereiche (2a, 2b) beim transparenten und/oder diffusiven Gegenstand (1) mit einer Messzeit im Subsekundenbereich. Mit der Messanordnung sind "in-vivo"-Messungen von Abständen, Dicken, Oberflächenverläufen,..., welche Messungen an unterschiedlichen Orten in einem Gegenstand beinhalten, optimal, d.h. mit einer Messfehlerminimierung, durchführbar.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT/CH 03/00257

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
IPC 7 A61B3/10 G01B9/02

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
IPC 7 A61B G01B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

EPO-Internal

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 96 35100 A (CHAVANNE PHILIPPE ; SALATHE RENE PAUL (CH); MERIDIAN AG (CH)) 7 November 1996 (1996-11-07) page 7, line 16 -page 8, line 6; figure 1 page 14, line 23-38 ---	1
A	US 5 856 883 A (SANDER ULRICH) 5 January 1999 (1999-01-05) column 3, line 46 -column 5, line 61; figures 3A,3B,4 ----	1,3,5
A	WO 01 38820 A (WAELETI RUDOLF ; HAAG AG STREIT (CH); SCHMID GREGOR F (CH)) 31 May 2001 (2001-05-31) page 15, line 23 -page 17, line 20; figure 12 -----	1,4-6
A	page 10, line 7 -page 11, line 5; figure 1 ----- -/--	7,10

☒ Further documents are listed in the continuation of box C.

☒ Patent family members are listed in annex.

* Special categories of cited documents :

- "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- "E" earlier document but published on or after the international filing date
- "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

- "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
- "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
- "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.
- "&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

27 October 2003

Date of mailing of the international search report

18. 11. 2003

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Kronberger, R

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No

PCT/CH 03/00257

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 4 315 672 A (MUELLER ORTWIN ET AL) 16 February 1982 (1982-02-16) abstract -----	1
X	US 6 256 102 B1 (DOGARIU ARISTIDE) 3 July 2001 (2001-07-03) column 3, line 60 -column 5, line 13; figure 3 -----	7,8,10
X	US 6 137 585 A (BAUMGARTNER ANGELA ET AL) 24 October 2000 (2000-10-24) column 4, line 18 -column 5, line 5; figures 1,2 -----	7,10
A	US 5 301 010 A (JONES ROBERT ET AL) 5 April 1994 (1994-04-05) column 4, line 48 -column 6, line 60; figures 3,21 -----	7,8,10, 11

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CH 03/00257

Box I Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 1 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box II Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 2 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

see additional sheet

1. ☒ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

☐

The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.

☒

No protest accompanied the payment of additional search fees.

The International Searching Authority has determined that this international application contains multiple (groups of) inventions, namely:

1. Claims: 1-6

Ophthalmological examination and/or treatment station with a measuring device and an illumination unit which are remote from the patient module and can be connected via optical fibres.

2. Claims: 7-13

Measuring device and method with a Michelson interferometer-type device having a short coherent radiation source, a measuring arm and a reference arm, the latter having a wavelength variation unit and at least two reflectors which produce a runtime difference.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/CH 03/00257

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 9635100	A	07-11-1996	AT 225929 T	15-10-2002
			WO 9635100 A1	07-11-1996
			DE 59609787 D1	14-11-2002
			EP 0877913 A1	18-11-1998
			US 6144456 A	07-11-2000
US 5856883	A	05-01-1999	CH 687837 A5	28-02-1997
			DE 4331635 A1	23-06-1994
			JP 6222273 A	12-08-1994
WO 0138820	A	31-05-2001	AU 1377601 A	04-06-2001
			WO 0138820 A1	31-05-2001
			EP 1232377 A1	21-08-2002
US 4315672	A	16-02-1982	DE 2614273 A1	06-10-1977
			CH 602082 A5	31-07-1978
			FR 2345978 A1	28-10-1977
			GB 1575244 A	17-09-1980
			JP 1359895 C	30-01-1987
			JP 52135597 A	12-11-1977
			JP 61025369 B	16-06-1986
US 6256102	B1	03-07-2001	NONE	
US 6137585	A	24-10-2000	AU 3670399 A	06-12-1999
			CA 2333198 A1	25-11-1999
			EP 1078216 A1	28-02-2001
			JP 2002515593 T	28-05-2002
			WO 9960331 A1	25-11-1999
			US 6288784 B1	11-09-2001
			US 2001000978 A1	10-05-2001
US 5301010	A	05-04-1994	AT 144042 T	15-10-1996
			CA 2046902 A1	19-08-1990
			DE 69028846 D1	14-11-1996
			DE 69028846 T2	30-04-1997
			EP 0458888 A1	04-12-1991
			WO 9009557 A1	23-08-1990
			JP 4505050 T	03-09-1992

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen

PCT/CH 03/00257

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES

IPK 7 A61B3/10 G01B9/02

Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPK) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPK

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)

IPK 7 A61B G01B

Recherchierte aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)

EPO-Internal

C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie°	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
A	WO 96 35100 A (CHAVANNE PHILIPPE ; SALATHE RENE PAUL (CH); MERIDIAN AG (CH)) 7. November 1996 (1996-11-07) Seite 7, Zeile 16 -Seite 8, Zeile 6; Abbildung 1 Seite 14, Zeile 23-38 ---	1
A	US 5 856 883 A (SANDER ULRICH) 5. Januar 1999 (1999-01-05) Spalte 3, Zeile 46 -Spalte 5, Zeile 61; Abbildungen 3A,3B,4 --- -/--	1,3,5



Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen



Siehe Anhang Patentfamilie

° Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :

"A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist

"E" älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist

"L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)

"O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht

"P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist

"T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist

"X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden

"Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist

"&" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche

27. Oktober 2003

Absendedatum des internationalen Recherchenberichts

18. 11. 2003

Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde

Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,
Fax: (+31-70) 340-3016

Bevollmächtigter Bediensteter

Kronberger, R

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen

PCT/CH 03/00257

C.(Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie°	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
A	WO 01 38820 A (WAELTI RUDOLF ;HAAG AG STREIT (CH); SCHMID GREGOR F (CH)) 31. Mai 2001 (2001-05-31) Seite 15, Zeile 23 -Seite 17, Zeile 20; Abbildung 12	1,4-6
A	Seite 10, Zeile 7 -Seite 11, Zeile 5; Abbildung 1	7,10
A	US 4 315 672 A (MUELLER ORTWIN ET AL) 16. Februar 1982 (1982-02-16) Zusammenfassung	1
X	US 6 256 102 B1 (DOGARIU ARISTIDE) 3. Juli 2001 (2001-07-03) Spalte 3, Zeile 60 -Spalte 5, Zeile 13; Abbildung 3	7,8,10
X	US 6 137 585 A (BAUMGARTNER ANGELA ET AL). 24. Oktober 2000 (2000-10-24) Spalte 4, Zeile 18 -Spalte 5, Zeile 5; Abbildungen 1,2	7,10
A	US 5 301 010 A (JONES ROBERT ET AL) 5. April 1994 (1994-04-05) Spalte 4, Zeile 48 -Spalte 6, Zeile 60; Abbildungen 3,21	7,8,10, 11

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

internationales Aktenzeichen
PCT/CH 03/00257

Feld I Bemerkungen zu den Ansprüchen, die sich als nicht recherchierbar erwiesen haben (Fortsetzung von Punkt 2 auf Blatt 1)

Gemäß Artikel 17(2)a) wurde aus folgenden Gründen für bestimmte Ansprüche kein Recherchenbericht erstellt:

1. ☐ Ansprüche Nr.
weil sie sich auf Gegenstände beziehen, zu deren Recherche die Behörde nicht verpflichtet ist, nämlich

2. ☐ Ansprüche Nr.
weil sie sich auf Teile der internationalen Anmeldung beziehen, die den vorgeschriebenen Anforderungen so wenig entsprechen, daß eine sinnvolle internationale Recherche nicht durchgeführt werden kann, nämlich

3. ☐ Ansprüche Nr.
weil es sich dabei um abhängige Ansprüche handelt, die nicht entsprechend Satz 2 und 3 der Regel 6.4 a) abgefaßt sind.

Feld II Bemerkungen bei mangelnder Einheitlichkeit der Erfindung (Fortsetzung von Punkt 3 auf Blatt 1)

Die internationale Recherchenbehörde hat festgestellt, daß diese internationale Anmeldung mehrere Erfindungen enthält:

siehe Zusatzblatt

1. ☒ Da der Anmelder alle erforderlichen zusätzlichen Recherchegebühren rechtzeitig entrichtet hat, erstreckt sich dieser internationale Recherchenbericht auf alle recherchierbaren Ansprüche.

2. ☐ Da für alle recherchierbaren Ansprüche die Recherche ohne einen Arbeitsaufwand durchgeführt werden konnte, der eine zusätzliche Recherchegebühr gerechtfertigt hätte, hat die Behörde nicht zur Zahlung einer solchen Gebühr aufgefordert.

3. ☐ Da der Anmelder nur einige der erforderlichen zusätzlichen Recherchegebühren rechtzeitig entrichtet hat, erstreckt sich dieser internationale Recherchenbericht nur auf die Ansprüche, für die Gebühren entrichtet worden sind, nämlich auf die Ansprüche Nr.

4. ☐ Der Anmelder hat die erforderlichen zusätzlichen Recherchegebühren nicht rechtzeitig entrichtet. Der internationale Recherchenbericht beschränkt sich daher auf die in den Ansprüchen zuerst erwähnte Erfindung; diese ist in folgenden Ansprüchen erfaßt:

Bemerkungen hinsichtlich eines Widerspruchs

- ☐ Die zusätzlichen Gebühren wurden vom Anmelder unter Widerspruch gezahlt.
- ☒ Die Zahlung zusätzlicher Recherchegebühren erfolgte ohne Widerspruch.

WEITERE ANGABEN

PCT/ISA/ 210

Die internationale Recherchenbehörde hat festgestellt, daß diese internationale Anmeldung mehrere (Gruppen von) Erfindungen enthält, nämlich:

1. Ansprüche: 1-6

Ophtalmologischer Untersuchungs- und/oder Behandlungsplatz mit vom Patientenmodul entfernter und über optische Fasern verbindbarer Messanordnung und Beleuchtungseinheit

2. Ansprüche: 7-13

Messanordnung und -verfahren mit einer "Michelson-Interferometer"-artigen Anordnung mit einer kurzkohärenten Strahlungsquelle, einem Messarm und einem Referenzarm, der eine Weglängenvariationseinheit sowie wenigstens zwei einen Laufzeitunterschied hervorrufende Reflektoren aufweist

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/CH 03/00257

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument		Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie		Datum der Veröffentlichung
WO 9635100	A	07-11-1996	AT	225929 T	15-10-2002
			WO	9635100 A1	07-11-1996
			DE	59609787 D1	14-11-2002
			EP	0877913 A1	18-11-1998
			US	6144456 A	07-11-2000
US 5856883	A	05-01-1999	CH	687837 A5	28-02-1997
			DE	4331635 A1	23-06-1994
			JP	6222273 A	12-08-1994
WO 0138820	A	31-05-2001	AU	1377601 A	04-06-2001
			WO	0138820 A1	31-05-2001
			EP	1232377 A1	21-08-2002
US 4315672	A	16-02-1982	DE	2614273 A1	06-10-1977
			CH	602082 A5	31-07-1978
			FR	2345978 A1	28-10-1977
			GB	1575244 A	17-09-1980
			JP	1359895 C	30-01-1987
			JP	52135597 A	12-11-1977
			JP	61025369 B	16-06-1986
US 6256102	B1	03-07-2001	KEINE		
US 6137585	A	24-10-2000	AU	3670399 A	06-12-1999
			CA	2333198 A1	25-11-1999
			EP	1078216 A1	28-02-2001
			JP	2002515593 T	28-05-2002
			WO	9960331 A1	25-11-1999
			US	6288784 B1	11-09-2001
			US	2001000978 A1	10-05-2001
US 5301010	A	05-04-1994	AT	144042 T	15-10-1996
			CA	2046902 A1	19-08-1990
			DE	69028846 D1	14-11-1996
			DE	69028846 T2	30-04-1997
			EP	0458888 A1	04-12-1991
			WO	9009557 A1	23-08-1990
			JP	4505050 T	03-09-1992